

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Oskar-Helene-Heim
vormaliger Direktor: Professor Dr.med.A.N.Witt

UNTERSUCHUNGEN MENSCHLICHER FASZIE, DURA
UND HAUT ZUR FESTSTELLUNG DER ALTERS-, TEXTUR- UND
KONSERVIERUNGSBEDINGTEN MECHANISCHEN
EIGENSCHAFTEN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Karl Anders

aus Berlin

1971

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Oskar-Helene-
Heim

vormaliger Direktor: Prof. Dr. med. A.N. W i t t

Untersuchungen menschlicher Faszie, Dura und Haut
zur Feststellung der alters-, textur- und konser-
vierungsbedingten mechanischen Eigenschaften.

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der
Medizinischen Doktorwürde an den
Medizinischen Fachbereichen der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Karl A n d e r s
aus Berlin

Referent: Priv. Doz. Dr. med. Michael J ä g e r

Korreferent: Professor Dr. med. Günter F r i e d e b o l d



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am 3. Februar 1971

Inhaltsübersicht :

- 1. EINLEITUNG
 =====
- 1.1 Problemstellung
- 1.2 Bisherige Untersuchungen
- 1.2.1 Haut
- 1.2.2 Faszie
- 1.2.3 Dura
- 1.2.4 Andere Bindegewebstexturen
-
- 2. EIGENE UNTERSUCHUNGEN
 =====
- 2.1 Material
- 2.1.1 Bindegewebstexturen
- 2.1.1.1 Faszie
- 2.1.1.2 Dura
- 2.1.1.3 Haut
- 2.1.2 Entnahme
- 2.1.3 Untersuchungszeit nach dem Tode
- 2.1.4 Konservierung
-
- 2.2 Methode
- 2.2.1 Präparation
- 2.2.2 Probenzuschneidvorrichtung
- 2.2.3 Einspannvorrichtung
- 2.2.4 Dickenmessung
- 2.2.5 Das Universalprüfgerät
 (Instron Ltd. Modell TT - CM)

2.3 Instrondiagramm

2.3.1 Vordehnung

2.3.2 Zugversuch

2.3.3 Mechanische Kenngrößen

2.3.3.1 Dehnung

2.3.3.2 Höchstkraft

2.3.3.3 Zugfestigkeit

2.3.3.4 Tangentenmodul

2.4 Vorversuche

2.4.1 Probeneinspannung

2.4.3 Abzugsgeschwindigkeit

2.4.4 Faserverlauf

2.4.5 Geschlechtsabhängigkeit

2.4.6 Individuelle Bindegewebsschwäche

2.4.7 Vordehnung der Haut

2.5 Statistische Methoden

2.5.1 Einfache Varianzanalyse

2.5.2 Mosteller-Test

2.5.3 Signifikanztabellen

3. HAUPTVERSUCHE

=====

3.1 Verhalten einzelner mechanischer Kenngrößen
 zueinander

3.2 Streuung der mechanischen Kenngrößen

3.3 Konservierungsbedingte Unterschiede

3.3.1 Faszie

3.3.2 Dura

3.3.3 Haut

3.4 Texturbedingte Unterschiede

3.4.1 Faszie

3.4.2 Dura

3.4.3 Haut

3.5 Altersbedingte Unterschiede

3.5.1 Faszie

3.5.2 Dura

3.5.3 Haut

4. DISKUSSION DER EXPERIMENTELLEN ERGEBNISSE

=====

4.1 Bindegewebstexturen

4.2 Altersabhängigkeit

4.3 Konservierung

5. Zusammenfassung

=====

6. LITERATUR

=====

Tabellen :
=====

Tab. 1	Untersuchungsmaterial	S. 8
Tab. 2	Aufzeichnungsbeispiel der Versuchsergebnisse	S. 21
Tab. 3	Signifikanz konservierter Bindegewebstexturen	S. 30
Tab. 4	Signifikanz der Altersklassen	S. 31
Tab. 5	Signifikanz der einzelnen Bindegewebstexturen	S. 32
Tab. 6-13	Wertetabellen	S. 56-63
Tab. 14-15	Mittelwerttabellen	S. 64-65

Abbildungen :
=====

Abb. I	Probenzuschneidvorrichtung	S. 14
Abb. II	Einspannvorrichtung	S. 15 a
Abb. III	Universalprüfgerät	S. 17
Abb. IV	Instrondiagramm	S. 20
Abb. VI-XI	Vergleichende graphische Darstellungen der einzelnen Versuchsserien	S. 34-39
Abb. XII-XIV	Übersichtsdarstellungen	S. 40-42

1. EINLEITUNG

=====

1.1 Problemstellung

Seit der Jahrhundertwende ist immer wieder versucht worden, geeignetes Material als Kapsel-, Ligament- und Sehnenersatz zu finden. Auto- und homologes Bindegewebe wurden bisher als Transplantat im Sinne von Platzhalter und Leitschienen sowohl experimentell untersucht als auch klinisch angewendet. Jedoch sind die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Bindegewebstexturen bisher noch nicht genügend aufgeklärt. So wurde in dieser Arbeit besonders untersucht, wie die einzelnen transplantierbaren Bindegewebstexturen Haut, Faszia und Dura sich mechanisch verhalten. Es interessierte, ob zwischen den verschiedenen strukturierten Bindegewebstexturen sich signifikante Unterschiede feststellen lassen. Weiterhin wurde untersucht, ob die verschiedenen Konservierungsmethoden das mechanische Verhalten des Gewebes verändern. Ausserdem erschien es notwendig, altersabhängige Eigenschaften festzustellen, um eine optimale Altersgruppe der Transplantatspender zu finden.

Zu diesen Fragestellungen wurde in Vorversuchen geklärt, welche Abmessung und Abzugsgeschwindigkeit für die Versuchsanordnung mit den Materialproben günstig sind, ob eine Beeinflussung durch den Faserverlauf des Gewebes gegeben, eine Geschlechtsabhängigkeit besteht und inwieweit Bindegewebsschwäche einzelner Individuen die Ergebnisse verändern. Da die Haut eine hohe Anzahl elastischer Fasern enthält,

wurde der Einfluss der Vordehnung auf dieses Material untersucht. In den Hauptversuchen wurden aus einem Dehnungsdiagramm jeder einzelnen Probe die mechanischen Kenngrößen der Dehnung bei Höchstkraft, der Zugfestigkeit, der Höchstkraft und des Tangentenmoduls abgelesen, um signifikante Unterschiede zwischen den Bindegewebstexturen messen zu können und festzustellen, welche Veränderungen sie durch Konservierung und Lebensalter erfahren. Die Ergebnisse wurden tabellarisch erfasst, durch Mittelwertsbestimmungen verglichen und die Unterschiede statistisch gesichert.

1.2 Bisherige Untersuchungen.

Die ersten Versuche, eine Aussage über die Zugfestigkeit tierischer und menschlicher Gewebe zu machen, liegen schon mehr als 100 Jahre zurück.

V a l e n t i n (1847), W e r t h e i m (1847),
L a n g e r (1861), R a u b e r (1876).

1.2.1 Haut.

L a n g e r untersuchte 1861 Leichenhaut, die er in verschiedene Richtungen dehnte. Er stellte fest, dass die Ehnung in Richtung der Spaltlinien geringer als die Dehnung senkrecht dazu ist. Er fand, dass seine Hautstreifen einige Stunden nach Belastung wieder ihre ursprüngliche Länge erreichten, und nahm daher an, dass sie vollkommene Elastizität besitzen.

T r i e p e l hat 1902 festgestellt, dass die Zugfestigkeit zusammengesetzter Gewebe (z.B. Haut) von den mechanischen Eigenschaften des festesten Gewebsbestandteiles, von dessen prozentualem Anteil und der Textur desselben, abhängt.

R e h n u. M i y a u c h i überprüften 1914 das mechanische Verhalten von Cutis und Subcutis, flochten aber einen Seidenfaden in die Probe ein, um Überdehnung zu vermeiden. Dadurch wurde das Ergebnis verfälscht.

W o e h l i s c h, d u M e s n i l d e R o c h e m o n t und G e r s c h l e r haben 1927 ebenfalls menschliche Haut untersucht und dabei eine Zugfestigkeit von durchschnittlich 180 kg pro cm^2 festgestellt.

R o l l h ä u s e r bestätigte 1950 die Feststellung T r i e p e l s. Er untersuchte mit der von

W o e h l i s c h u. Mitarb. angegebenen Zerreissmaschine die Haut von 108 Leichen (32 Kinder).

Die Zugfestigkeit schwankte bei Proben von Kindern zwischen 0,25 und 1,4 kg/mm^2 und bei Erwachsenen zwischen 0,24 kg/mm^2 bis 2,85 kg/mm^2 . Die Reissdehnung betrug bei ersteren 37-39 %, bei letzteren 24-28 %.

D i c k untersuchte 1951 den Dehnungswiderstand der Haut, in dem er die Wasserverdrängung mass, die eine Hautprobe unter Druck verursachte. Er fand eine stärkere Dehnung bei Proben von jungen Individuen.

J a n s e n u. R o t t i e r stellten 1957 und 1958 fest, dass die Elastizität der Haut von Alter und Geschlecht unabhängig ist.

R.J. J u d e t untersuchten 1960 1 cm breite Hautstreifen sowohl im nativen als auch im konservierten Zustand auf ihre Reissfestigkeit. Die Dicke blieb unberücksichtigt. Eine Abhängigkeit von der Konservierung wurde nicht gefunden.

S c h r e i b e r stellte 1967 an einer jungen weiblichen und einer alten männlichen Leiche fest, dass der Dehnungsrückstand bei der jugendlichen Haut fast doppelt so gross ist und mit wachsender Belastung noch ansteigt. Eine Abhängigkeit von der Dehnungszeit konnte nicht festgestellt werden.

1.2.2 Faszie.

K i r s c h n e r führte 1909 einen einfachen Festigkeitsversuch durch. Er belastete einen 1 cm breiten Streifen des Tractus iliotibialis mit 25 kg, ohne dass eine mechanische Schädigung des Gewebes eintrat. Ein 3 cm breiter Faszienstreifen glitt bei 45 kg Belastung aus der Einspannung, während ein gleich langer und gleich breiter Perioststreifen der Tibia bereits bei 6,5 kg riss.

K l e i n s c h m i d t stellt 1914 fest, dass Faszie eine geringe Elastizität aufweist (offenbare Verwechselung von Elastizität und Dehnung).

1.2.3 Dura.

S c h n e l l, P e n i o, P a u l i, B r a u n und K o r b stellten 1967 fest, dass die Höchstkraft durch Gammabestrahlung deutlich absinkt. Sie fanden Werte von etwa 4,5 - 7,7 kg bei der unbestrahlten Dura, die nach Bestrahlung von 2,5 M rad Werte von 3,5 - 7,2 kg und bei 5 M rad auf Werte von 3 - 6,5 kg heruntergingen.

1.2.4 Andere Bindegewebstexturen.

V i i d i k, S a n d q v i s t und M ä g i ^o untersuchten 1965 die Zugfestigkeit des Ligamentum cruciatum anterius des Kaninchenknies zu verschiedenen Zeitpunkten post mortem. Sie konnten keine Veränderungen innerhalb eines Zeitraumes zwischen 2 und 96 Stunden feststellen.

T k a c z u k fand 1968 keinen Unterschied im mechanischen Verhalten zwischen nativen und schnell auf - 60 °C abgekühlten Präparaten des hinteren Longitudinalbandes der Wirbelsäule.

H a i k e stellte 1968 eine maximale Reißfestigkeit des vorderen Kreuzbandes von 8 kg/mm² bei jungen ausgewachsenen Kaninchen fest, die mit wachsendem Alter auf 4 kg/mm² sank.

V o g e l fand 1968 eine Hormonabhängigkeit der Festigkeit des Bindegewebes und stellte eine altersabhängige Festigkeitserhöhung fest.

Bei Glucocortikoiden konnte eine zweiphasige Wirkung beobachtet werden. Eine erhebliche Festigkeitszunahme nach kurzdauernden Behandlungen, sowie eine messbare Festigkeitserniedrigung nach langdauernden Behandlungen mit subtoxischen Dosen. Ausserdem konnte eine altersabhängige Festigkeitserhöhung der bindegewebigen Organe festgestellt werden.

2. EIGENE UNTERSUCHUNGEN. =====

2.1 Material.

Drei verschieden strukturierte Bindegewebstexturen, Faszie, Dura und Haut wurden nativ und verschieden konserviert untersucht.

2.1.1 Bindegewebstexturen.

2.1.1.1 Faszie.

Faszie ist parallelfaseriges Bindegewebe, deren kollagene Fasern bevorzugt längs verlaufen. Eine weitaus geringere meist gebündelte Faseranzahl verläuft quer zur Hauptrichtung.

2.1.1.2 Dura.

Dura weist im Gegensatz zur Faszie dreidimensional netzartige Kollagenfaseranordnung auf.

2.1.1.3 Corium der Haut.

Haut zeigt ebenso wie die Dura eine netzartige Anordnung der Kollagenfasern. Dazwischen befinden sich jedoch reichliche elastische Fasern, die im Alter Strukturveränderungen erfahren.

2.1.2 Entnahme.

Faszie, Dura und Haut wurden von 13 Leichen entnommen (s. Tabelle 1).

Tabelle 1

U n t e r s u c h u n g s m a t e r i a l .

=====

					Unters.
Nr.	Sekt.	Nr.	Alter	T o d e s u r s a c h e	p.m.i.h.
1	134/68	G	30	Postvaccinale Myocarditis	30
2	987/68	W	34	Rechtsventr. Herzinsuff.	24
3	990/67	W	35	Bronchopneumonie	49
4	96/68	G	37	Alkoholvergiftung	68
5	116/68	G	41	Herz- u. Kreislaufvers.	92
6	137/68	G	47	Tod durch Ertrinken	49
7	92/68	W	60	Biventr. Herzinsuff.	24
8	87/68	G	61	Subarachnoidalblutung	90
9	42/68	G	61	Verblut. nach Verkehrsunf.	57
10	59/68	W	61	Linksventr. Herzinsuff.	26
11	1000/67	W	62	Lungenart. Embolie	54
12	59/68	G	63	Tod durch Ertrinken	56
13	539/68	W	80	Zentrale Dekompensation	50

Haut :

Oberschenkelaußenseite beiderseits Entnahmegröße etwa $20 \times 8 \text{ cm}^2$.

Faszia lata :

Oberschenkelaußenseite beiderseits Entnahmegröße $15 \times 7 \text{ cm}^2$.

Dura mater :

Der Schädelkalotte anliegende Dura mater wurde entnommen.

2.1.3 Untersuchungszeit nach dem Tode.

Das Material wurde bei der Sektion gewonnen. Im Pathologischen Institut des Städtischen Krankenhauses Westend (W) wurde dabei die 48-Stundengrenze post mortem nur selten überschritten. Lediglich im Institut für Gerichtliche und soziale Medizin der Freien Universität Berlin (G) entstanden auf Grund des dort anfallenden Untersuchungsmaterials längere post mortem Entnahmekzeiten. Die 96-Stundengrenze wurde jedoch auch hier nie überschritten. Durch die Untersuchungen von V i i d i k, S a n d q v i s t und M a g i, die keine Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften kollagener Fasern von dem Zeitraum zwischen Tod und Untersuchung des Materials feststellen konnten, glaubten wir uns zu diesem Vorgehen berechtigt.

Zwei Altersklassen wurden aufgestellt :

Klasse I :

27 bis 32 Jahre (zweimal weiblich, einmal männlich),

Klasse II :

61 bis 63 Jahre (zweimal männlich, einmal weiblich).

Insgesamt wurden in Vorversuchen 96, in Hauptversuchen 324 Proben untersucht.

2.1.4 Konservierung.

Neben alters- und texturbedingten Unterschieden sollten auch konservierungsbedingte Unterschiede im Gegensatz zum frischen Material festgestellt werden. Zum Vergleich wurden zwei übliche Konservierungsverfahren angewandt :

Chemisch :

Als chemisches Konservierungsmittel wurde CIALIT, eine organische Quecksilberverbindung, gewählt.

Nach J u d e t's Empfehlung wurden zwei verschiedene Konzentrationen zur Konservierung und Sterilisierung gewonnen.

Zuerst wurden die Präparate für drei Wochen in eine Lösung von 1 : 1000 gelegt und dann zur Konservierung in eine Lösung von 1 : 3000 umgebettet. Die Untersuchung der Materialien erfolgte zwischen 4 und 6 Wochen nach Beginn der Konservierung.

Gefriertrocknung (Lyophilisation).

Da keine eigene Lyophilisationsanlage zur Verfügung stand, hat freundlicherweise die Firma Braun, Melsungen die Lyophilisation des Materials übernommen.

Verfahren :

Das Material wird in konzentrierter Kochsalzlösung gewaschen, anschliessend gewässert und 24 Stunden mit einer verdünnten Lösung von Wasserstoffperoxid behandelt (hierbei werden Fremdproteine herausgelöst und damit die Dura desantigenisiert bzw. desenzymatisiert). Im handelsüblichen Gefriertrocknungsapparat werden die Materialien anschliessend eingefroren und bei weniger als 1 Torr gefriergetrocknet. Die Einfrierungstemperatur beträgt etwa - 20 °C, jedoch steigt die Temperatur mit abnehmendem Wassergehalt bis auf etwa Raumtemperatur an. Bei der Gefriertrocknung wird ein Feuchtigkeitsgehalt von etwa 2 % erreicht, der jedoch durch die anschliessenden Manipulationen durch Wasseraufnahme aus der Luft wieder auf etwa 10 - 15 % ansteigt. Dies ist bedingt durch die spezielle Eigenschaft von Kollagen, das in stark getrocknetem Zustand sehr hygroskopisch ist. Die so behandelten Texturen werden in Doppelkunststofftaschen verpackt und mit Gammastrahlen einer Kobalt-60-Quelle bei 2,5 M rad sterilisiert.

Die Nativproben wurden sofort nach Entnahme in Kunststoff-Folien eingeschweisst, um einen Wasserverlust zu vermeiden und in einem Thermosgefäss bei Raumtemperatur (20 - 23 °C) zur Untersuchung transportiert.

Durch die Untersuchung von G a l a n t é (1967) ist bekannt, dass unabhängig von der Art der Lösung (destilliertes Wasser, 0,9 %-ige NaCl-Lösung, Humanplasma), kollagenes Bindegewebe in diese Lösungen eingebracht, Veränderungen des mechanischen Verhaltens erfährt. Um bei unseren Untersuchungen jedoch eine Aussage über die mechanischen Voraussetzungen der zur Transplantation verwendeten Bindegewebs-texturen machen zu können, mussten diese in 0,9 %-ige NaCl-Lösung gegeben werden. Für Transplantationen ist diese Behandlung für die konservierten wie auch für die nativen Proben eine unabdingbare Voraussetzung. In den Versuchen wurde dies dadurch nachgeahmt, dass jede Probe in 0,9 %-iger NaCl-Lösung für 10 Minuten vor dem Versuch eingelegt wurde. Während des Versuchs wurden die Proben mit 0,9 %-iger NaCl-Lösung benetzt.

2.2 METHODE. *****

2.2.1 Präparation.

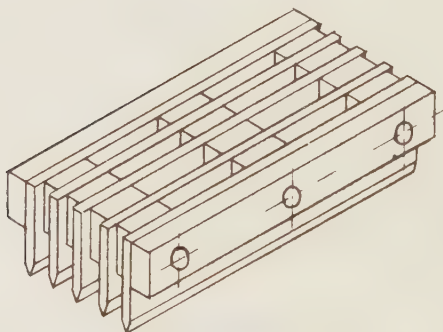
Nach Entnahme des Gewebes musste das Material sorgfältig präpariert werden. Besonders musste darauf geachtet werden, dass die Kollagenfasern nicht angerissen oder angeschnitten wurden, da eine Vordehnung oder Verletzung derselben die mechanischen Kenngrößen verändern können. Andererseits mussten die Gewebe von störenden Bestandteilen, insbesondere von Fettzotten, befreit werden. Es hätten sich sonst falsche Messwerte der Dicke der Präparate ergeben. Ladierte Probestücke wurden nicht untersucht.

2.2.2 Probenzuschneidvorrichtung. (Abb. I)

In Vorversuchen hatte sich eine Metallplatte mit zwei Schlitzten zur Führung eines Skalpells nicht bewährt. Das Material verwarf sich, es kam zu unerwünscht grossem Materialabfall und bei Faszienschnitten konnte der Faserverlauf nicht exakt beobachtet werden, was zu unerwünschten Schrägschnitten führte. Deshalb wurde eine Stanze (s. Abb. I) konstruiert, die vier Probestreifen lieferte. Die Schneideisen waren aus fünf angeschliffenen Vierkantstäben (Werkzeugstahl 70 x 20 x 2) gefertigt, die an drei Stellen deckungsgleich durchbohrt und durch 4 mm starke Zwischenscheiben parallel zueinander in einem Schneidenabstand von 6 mm verschraubt waren. Die Aufsatzfläche für den

Abbildung I

Probenzuschneidvorrichtung.



Stanze, gefertigt aus fünf angeschliffenen Vierkantstäben (Werkzeugstahl 70 x 20 x 2), die im Schneidenabstand von 6 mm parallel zueinander verschraubt sind. es konnten bei wenig Materialabfall vier Proben (70 x 6) geschlagen werden.

Schlagstempel war plan geschliffen. Die gestanzten Proben waren 70 x 6.

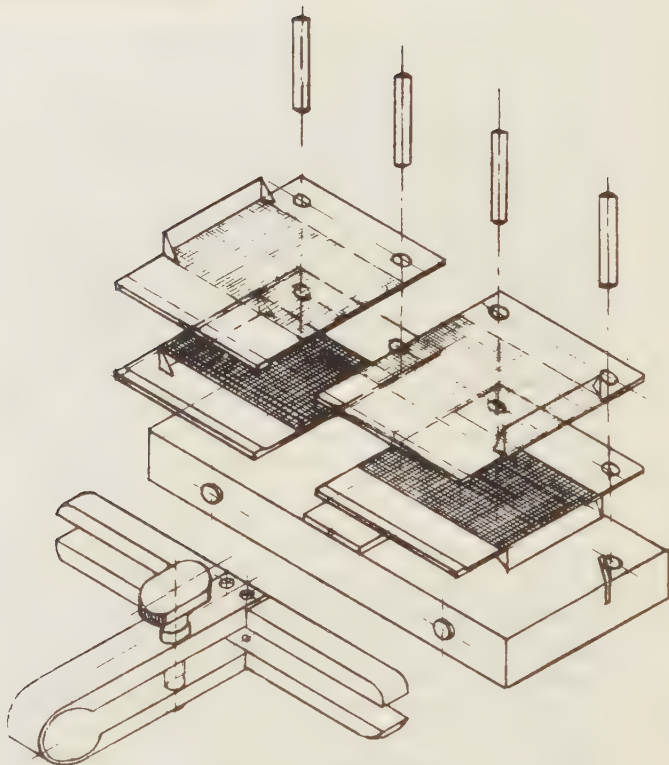
2.2.3 Einspannvorrichtung (Abb. II).

Um Vorverformungen der Proben zu vermeiden und sie genau achsenparallel zur auftretenden Zugkraft einspannen zu können, wurde folgender Fixiertisch konstruiert. Aus einem Vierkantstahl (100 x 50 x 20) wurde eine 15 mm breite und 2 mm hohe Auflage als Anschlag für Klemmbacken ausgeschliffen. In diese Aussparungen wurden auf jeder Seite jeweils 2 aufeinanderliegende Klemmbacken aus 0,8 mm dickem Weissblech (50 x 40) gefertigt, so dass sie mit ihren Vorderkanten am Anschlag anlagen und durch vier 3 mm $\emptyset$ Führungsstifte in dieser Lage fixiert werden konnten. Die eine Seitenkante der Klemmbacken wurde zu einem Falz von 2 mm Breite gefalzt und die Hinterkante zu einem Rahmen gebogen, in den die Spannbacken der Prüfmaschine pneumatisch eingreifen konnten.

Um ein sicheres Fassen der Probe zu gewährleisten und das Herausrutschen zu vermeiden, wurde auf die Klemmbacken Messinggaze geleimt. Diese wurde an einer Vorderkante zur Vermeidung von Kerbwirkungen mit Klebmasse ausgestrichen und sorgfältig abgerundet. Durch ein in die Auflage eingeritztes Parallelgitter konnten die Proben auf der Achsenlinie rechtwinklig zu den Vorderkanten der Klemmbacken ausgerichtet werden. Mit Hilfe einer Transportzange, die alle vier Bleche griff und die Probe durch die Wulst auf den Blechen schraubstockartig fixierte, konnte die Probe nach

Abbildung II

Einspannvorrichtung



Fixiertisch mit Klemmblocken und Transportzange zur
achsenparallelen Einspannung und zur Übertragung
auf die Klemmvorrichtung des Universalprüfgerätes
(Instron Ltd., Modell TT - CM).

Herausnahme der Führungsstifte in die Instronklemm-
vorrichtung eingesetzt werden. Zur Fixation der Probe
wurde auch an eine Doppelverschraubung auf beiden
Seiten der Klemme gedacht. Diese Vorrichtung hätte
jedoch beim Einspannen zu viel Zeit verbraucht, zudem
hätte die Möglichkeit einer Vordehnung der Material-
probe bestanden. Die Transportzange, kombiniert mit
den Führungsstiften, löste dieses Problem.

2.2.4 Dickenmessung.

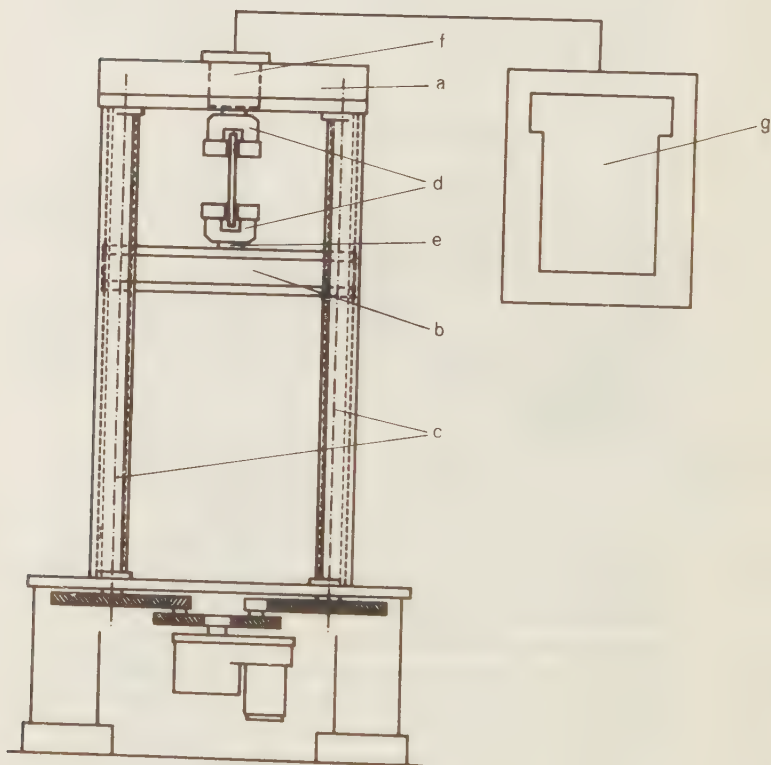
Die Dicke der einzelnen Proben wurde mit Hilfe eines
Tastgerätes der Firma Käfer (Gradeinteilung 0,1 mm)
gemessen. Der zu untersuchende Teil der Probe wurde
zwischen zwei Stempel (20 mm Ø) eingelegt, die in
einer Zeit von 10 Sekunden durch eine schwache Feder
gleichmässig (Druck 180 g $\pm$ 3 %) zusammengedrückt
wurden. Auf diese Weise wurde die mittlere Dicke der
Prüfstelle mit einer Genauigkeit von 1/10 ermittelt.

2.2.5 Das Universalprüfgerät (Instron Ltd. Modell TT-CM) (Abb. III).

Das Instrongerät ist geeignet zur Untersuchung der
Spannungs-Dehnungs-Eigenschaften von Werkstoffen. Seine
hauptsächliche Verwendung findet es deshalb in der
Technik zur Werkstoffprüfung. Das Gerät fand in
letzter Zeit auch Anwendung in der Bindegewebserfor-
schung (C. H i r s c h u. Mitarb., G. V o g e l,
R e i d u.a.).

Abbildung III

Universalprüfgerät (Instron Ltd. Modell TT - CM)



- a) Rahmen b) Querjoch c) Spindeln d) Klemmbacken
e) Starre Befestigung f) Kraftmessdose g) Instru-
mentenkasten

Für unsere Untersuchungen stand die handelsübliche Universalprüfmaschine in der Bundesanstalt für Materialprüfung Berlin (BAM) zur Verfügung (Instron Ltd., Modell TT-CM). In einem rechteckigen starren Rahmen (a) lässt sich ein Querjoch (b) vertikal auf zwei seitlichen Spindeln (c) verschieben. Ihre Bewegungen werden durch einen Motor gleichgerichtet und durch Änderung der Drehzahl des Motors gesteuert. Die zu untersuchende Probe wird in Klemmbacken (d) zwischen Rahmen und Querjoch eingespannt, deren Kanten parallel zueinander fixiert sind, um Torsionskräfte beim Dehnen auszuschalten. Die Kräfte werden auf Kraftmessdosen (e) übertragen. Sie sind auswechselbar für Lastbereiche 0-100 p und 0-5000 p. In der Kraftmessdose wird der Widerstand eines in den Zylinder gespannten Drahtes über elektrische Dehnungsstreifen gemessen. Diese erzeugen Signale, die der Spannkraft der auftretenden Dehnung folgen. Der elektrische Widerstand eines vorgegebenen Initialstromes wird durch einen Kompensator (W h e a t s t o n e-Brücke) auf Null eingestellt. Die durch die Dehnung auftretenden Veränderungen des Widerstandes werden als Potentialdifferenzen in den Instrumentenkasten (f) weitergeleitet. Diese Spannungsschwankungen werden zu Ausschlägen eines Linienschreibers transformiert und auf fortlaufendes Millimeterpapier aufgezeichnet. Da das Instrongerät auf der Grundlage von elektro-nischer Arbeitsweise und Servomechanismen die Verformung und Kraftmessung an den Prüfkörpern aufzeichnet, sind die Werte weitgehend frei von Prüfmaschineneinflüssen. Diese Maschine arbeitet mit einer Genauigkeit von $\pm 1/2$ %. Zur Richtung des Messschreibers wird der Schreiber unbelastet auf 0 eingestellt. Die Kraft-

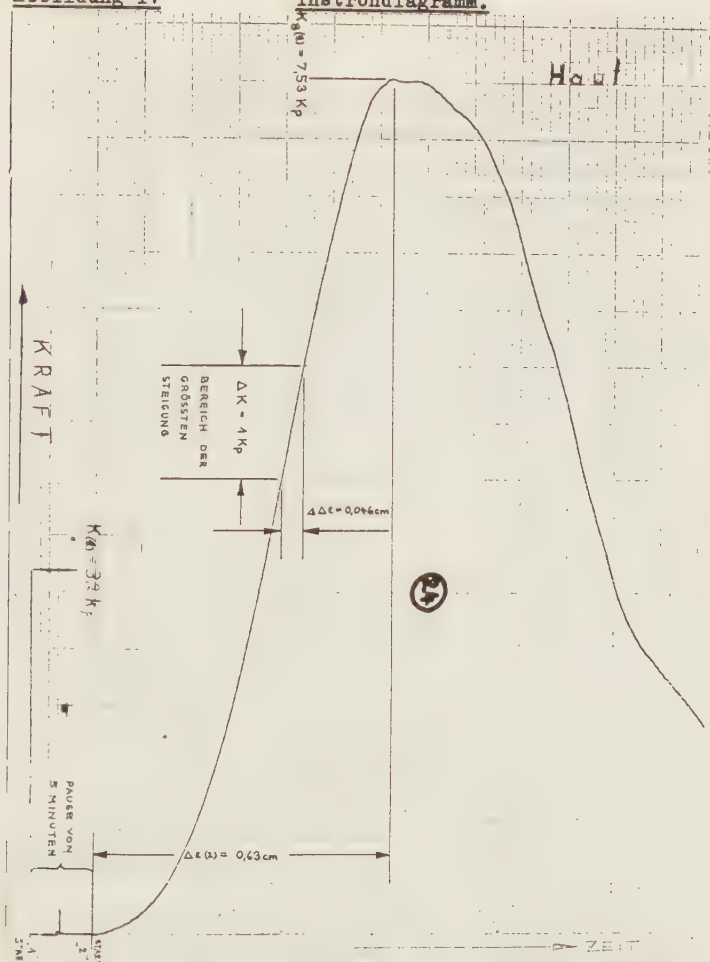
messdose wird mit einem Gewicht von 50 kg belastet, daraufhin wird der Schreiber justiert. Damit ist der Ausschlag des Zeigers von einem Teilstrich proportional einer Kraft von 5 kp. Durch Bereichsumschaltung während eines Versuches kann man beim Instrongerät zusätzlich erreichen, dass zehn Teilstriche einen Bereich von 20 kp, 10 kp, 5 kp, 2 oder 1 kp entsprechen. Es können dadurch gewisse Bereiche der Dehnungskurve vergrößert werden.

2.3 Instrondiagramm (Abb. IV).

Bei den mechanischen Versuchen sollten die mechanischen Werte verschieden strukturiertart, nativer und konservierter Bindegewebstexturen miteinander verglichen werden. Dadurch können Aussagen über den mechanischen Wert verwandter Bindegewebstexturen zum Zwecke der Transplantation gemacht werden. Hierzu ist es notwendig, vor Vergleich der Ergebnisse der Untersuchungen auf einige physikalische Begriffe, das Instrondiagramm sowie die sich daraus ableitenden physikalischen Werte einzugehen. Als Beispiel wurde Versuchsdiagramm Nr. 24 aus den Verversuchen gewählt. Bei der Hälfte der Hautuntersuchungen wurde vorgedehnt, so auch bei dem Erklärungsbeispiel Nr. 24. Der eigentliche Versuchsbeginn liegt erst bei Start " 2 ". Bei Dura und Faszie wurde ohne Vordehnung verfahren.

Abbildung IV

Instrondiagramm.



Kurve der einwirkenden Kraft(K_p) auf eine Probe, abhängig von der Zeit, die mit der Auslenkung (l) koordiniert wurde. Start „1“: Vordehnung. Start „2“: Eigentlicher Versuchsbeginn. Max. der Kurve = Höchstkraft ($K = 7,53 \text{ Kp}$). Differenz zwischen Start „2“ und Max. der Kurve = Auslenkung ($l = 0,63$) Gradliniger Ausschnitt der Kurve = Verhältnis zur Berechnung des Tangentenmoduls.

Tabelle 2

Aufzeichnungsbeispiel der Versuchsergebnisse.

Vorversuch Nr. 24 vom 20. 12. 1967

Frische menschliche Haut.

				24	Versuchs- Nr.
LÄNGE	l_0	cm		1,5	vorgegeben
BREITE	b	cm		0,6	vorgegeben u. nachgemessen
DICKE	d	cm		0,10	gemessen
QUERSCHNITT	F_0	cm ²		0,06	$F_0 = b \cdot d$
FASERRICHTG.	χ	grad.		-	
VOR-AUSLENKG.	$\Delta l^{(1)}$	cm		0,45	vorgegeben
VOR-DEHNUNG	$\epsilon^{(1)}$	-		0,30	$\epsilon_w = \Delta l^{(1)} / l_0$
TRAVERSE	$v^{(1)}$	cm/min		50	vorgegeben
PAPIER	$v_p^{(1)}$	cm/min		50	vorgegeben
HÖCHSTKRAFT	$K_B^{(1)}$	Kp		3,2	dem Diagramm entnommen
PAUSE	T	min		5	vorgegeben
BLEIB. AUSLENKG.	$\Delta \Delta l$	cm		0,07	dem Diagramm entnommen
BLEIB. DEHNUNG	$\Delta \Delta \epsilon / \epsilon_0$	-		0,047	dem Diagramm entnommen
TRAVERSE	$v^{(2)}$	cm/min		5	vorgegeben
PAPIER	$v_p^{(2)}$	cm/min		50	vorgegeben
HÖCHSTKRAFT	$K_B^{(2)}$	Kp		7,5	dem Diagramm entnommen
BEI	"	$\Delta l^{(2)}$	cm	0,63	dem Diagramm entnommen
"	"	$\epsilon^{(2)}$	-	0,42	Dehnung bei Höchstkraft $\epsilon_w = \frac{\Delta l^{(2)}}{l_0}$
ZUGFESTIGK.	σ_B	Kp/cm ²		12,6	$\sigma_B = K_{Bw} / F_0$
$\Delta K / F_0$	$\Delta \sigma$	Kp/cm ²		1	aus Diagramm
$\Delta l^{(2)} / l_0$	$\Delta \epsilon$	-		0,06 0,046 1,5	aus Diagramm } Nebenrechnung für den Modul
MODUL		Kp/cm ²		543	$= \frac{\Delta K \cdot l_0}{F_0 \cdot \Delta l}$ grösster vorhandener Tg-Modul

Die aus dem Diagramm abgelesenen mech. Kenngrössen wurden laufend in Tabellen eingetragen und die Dehnung, Zugfestigkeit und der Tangentenmodul errechnet. Diese Werte, sowie die der Dicke und Höchstkraft (unterstrichen) wurden geordnet und in zusammenfassende Tabellen eingetragen. (Siehe Anhang Tabelle 6 bis 13)

2.3.1 Vordehnung.

Da die Haut von den drei zur Untersuchung gelangten Texturen die meisten elastischen Fasern hat, schien es notwendig zu bestimmen, ob eine Vordehnung dem Material einen wesentlichen Dehnungsrückstand sowie eine vermehrte Festigkeit verleiht. Die eingestellte Vordehnung von 0,45 cm bei einer Einspannlänge von 1,5 cm entspricht einer Dehnung von $\xi = 0,30$ (30 % der Ausgangslänge). Die Probe erfuhr dabei eine Vorbelastung von $K_B = 3,2$ kp. Nach 5 Minuten Erholung bleibt eine gewisse Auslenkung von $\Delta l = 0,07$ cm zurück, die von dem Instrongerät angezeigt wird. Sie entspricht einem Dehnungsrückstand von $\xi = \frac{\Delta l}{l_0} = 0,047$ cm

2.3.2 Zugversuch.

Der eigentliche Zugversuch beginnt bei Start " 2 ". Das Instrongerät zeichnet in Zeitachsenrichtung auf Millimeterpapier mit einer konstanten Geschwindigkeit von $v = 50$ cm/min. die Kraft auf, die auf die Probe einwirkt. Da sich das Querjoch mit einer konstanten Geschwindigkeit von $v = 5$ cm/min. bewegt, verhalten sich die beiden Geschwindigkeiten wie 1 : 10.

$$\frac{V(\text{Traverse})}{V(\text{Papier})} = \frac{5}{50} = \frac{1}{10}$$

Die Auslenkung des Querjoches, ein Mass für l , wird auf dem Papier um ein Zehnfaches vergrössert. In diesem Beispiel wird das Maximum der Kurve nach einer Strecke von 6,3 cm erreicht. Das Querjoch ist in dieser

Zeit um 0,63 cm abwärts gefahren, entsprechend einem $\Delta l = 0,63$ cm.

Die Maschine wurde so eingestellt, dass eine volle Auslenkung über alle 10 Teilstriche einer Kraft von 10 kg entspricht. Das Maximum der Kurve bei 7,53 Teilstreichen zeigt eine Krafteinwirkung von 7,53 kp an. Das Instrongerät hat somit eine Kurve der einwirkenden Kraft (kp), abhängig von der Auslenkung (Δl) aufgezeichnet.

2.3.3 Mechanische Kenngrößen.

Für die Bestimmung des mechanischen Verhaltens der untersuchten Bindegewebstexturen waren für uns die Dehnung, die Dehnung bei Höchstlast, Höchstkraft, der Tangentenmodul (als Ausdruck des maximalen Widerstandes des Gewebes gegen eine dehnende Kraft) sowie die Zugfestigkeit die wichtigsten Faktoren.

2.3.3.1 Dehnung.

Im Diagramm ist das Verhältnis der Auslenkung Δl zur Ausgangslänge l_0 gleich Dehnung ϵ .

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{0,63 \text{ cm}}{1,5 \text{ cm}} = 0,42 \text{ (42 \%)}$$

Sie wird meistens in Prozent angegeben.

(Dehnung bei Höchstkraft $\epsilon_{K \text{ max}}$ bezeichnet den bei Erreichen der Zugfestigkeit σ_B gemessenen Wert. Reissdehnung σ_R die Dehnung im Augenblick des Reißens der Probe).

Es wurde die Dehnung bei Höchstkraft gemessen und verglichen.

2.3.3.2 Höchstkraft (Höchstlast).

Die Kurve erreicht im Maximum ihre grösste Spannkraft

$$K_B = 7,53 \text{ kp.}$$

2.3.3.3 Zugfestigkeit.

Die auftretende Kraft (K), bezogen auf die Ausgangslänge l_0 , bezeichnet man als Zugspannung $\sigma = K/F_0$.

Die maximale Zugspannung ist die Zugfestigkeit

$$\sigma = K_{\max}/F_0 = 7,53 \text{ kg}/0,047 \text{ cm}^2 = 1,26 \text{ kp/cm}^2.$$

2.3.3.4 Tangentenmodul.

Homogenes elastisches Material zeigt zwischen Spannung und Dehnung einen linearen Zusammenhang (Hooke'sches Gesetz) $\sigma = E \cdot \epsilon$. Der Proportionalitätsfaktor dieser Gleichung ist ein Mass für den Widerstand eines Stoffes, den dieser einer Dehnung entgegensetzt. Er wird als Elastizitätsmodul bezeichnet. Er ist jedoch für Kurven unserer Versuche nicht anwendbar, da das Material ausserhalb seines Hooke'schen Bereiches gedehnt wird, und die Kurve deshalb keine gradlinige Funktion ist. Deshalb wurde an dem steilsten Abschnitt der Kurve eine Tangente angelegt und somit die maximale Steigung der Funktion, der Differentialquotient $\tan \alpha = \frac{d\sigma}{d\epsilon}$

über den Differenzenquotienten der Tangente $\tan \alpha = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \epsilon}$ ermittelt. Dieser Proportionalitätsfaktor der Tangente wird als Tangentenmodul bezeichnet und gibt den mechanischen Widerstand an, den ein Material einer

einwirkenden Kraft entgegensetzen kann.

Für unser Beispiel gilt :

$$E_{\text{tang}} = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \epsilon} = \frac{K/F_0}{L/l_0} = \frac{1 \text{ kp}/0,06 \text{ cm}^2}{0,046 \text{ cm}/1,5 \text{ cm}} = 543 \text{ kp/cm}^2$$

2.4 Vorversuche.

Um uns mit dem Universalprüfgerät vertraut zu machen und um möglichst viele die Ergebnisse verfälschende Faktoren auszuschalten, haben wir vor den Hauptversuchen 96 Vorversuche durchgeführt. Dabei wurden folgende Fehlermöglichkeiten untersucht.

2.4.1 Probenabmessung.

Versuche mit verschiedenen Probenbreiten ergaben, dass die Breite von 0,6 cm als beste Voraussetzung sowohl für gute Versuchsbedingungen als auch für eine möglichst grosse Probenzahl zu gelten hat. Bei homogenem Material (z.B. Kunststoffen) ist bei Dehnungsuntersuchungen die technische Forderung gestellt, dass die freie Länge wenigstens die 2 1/2-fache Breite betragen müsse, damit keine Verfälschungen durch Randeinkerbungen auftreten (B e c k e r mündliche Erklärung). Die Länge der Proben zwischen den Einspannklemmen wurde deshalb auf 1,5 cm festgelegt. Auf jeder Seite wurde die Probe wenigstens 2,5 cm eingespannt.

2.4.2 Probeneinspannung.

Anfänglich war die gleitsichere Einspannung durch Vermeidung von Kerbwirkungen auf das Untersuchungsmaterial problematisch. Versuche mit Anrauen der Klemmbacken scheiterten. Eine andere Möglichkeit, den Bindegebestreifen um einen Zylinder zu wickeln, der in die Klemmvorrichtung eingearbeitet war, war wegen der geringen Materialproben nicht möglich. Aufgeklebtes Sandpapier hielt zwar die Proben gut in den Klemmbacken, wurde jedoch durch die Probenbenetzung aufgeweicht.

2.4.3 Abzugsgeschwindigkeit.

Versuche mit verschiedenen Abzugsgeschwindigkeiten liessen Schwankungen erkennen. Um die Versuchsbedingungen konstant zu halten, wurde die Geschwindigkeit $v = 5 \text{ cm/min.}$ für alle weiteren Versuche festgelegt. Es wurde die schnellste Geschwindigkeit gewählt, um der physiologischen Bewegung z.B. einer Schmerzreaktion nahe zu kommen.

2.4.4 Faserverlauf.

In den Vorversuchen konnte als Ursache fehlerhafter Ergebnisse eine nicht exakte, parallel dem Faserverlauf durchgeführte Schnittführung bei der Probenherstellung eruiert werden. (Es war mit dem schon vorher geschilderten Schneidgerät nicht möglich, die Faserrichtung genau einzuhalten. Aus diesem Grunde wurde auch die für alle Versuche benutzte Materialsstanze konstruiert.

Gezielte Vorversuche wurden gemacht, wobei die Fasern unter 0° , 10° , 15° , 20° und 90° angeschnitten wurden. Gewählt wurden diese Winkel, weil bei 10° noch $2/3$ Fasern von beiden Klemmen gefasst wurden, bei 15° noch die Hälfte, während bei 20° keine Fasern mehr, die in der oberen Klemme gefasst waren, die untere Klemme erreichten.

Abbildung V.



Die mechanischen Größen der schräg angeschnittenen Proben wichen den gefassten Faseranteilen entsprechend um ungefähr $2/3$, $1/2$ und $1/20$ von den Ergebnissen der gerade geschnittenen Proben ab. Proben mit einem Anschnitt von 90° zur Faserrichtung wichen nur um $1/10$ ab. Die besseren mechanischen Untersuchungsergebnisse bei den Proben dieser Schnittlinien um 90° gedreht zur Faserrichtung gegenüber den Proben, die unter einem Winkel von 20° verliefen, sind durch den anatomischen Aufbau der Faszie zu erklären. Neben einer longitudinalen Hauptfaserrichtung gibt es noch bei der menschlichen Faszie querverlaufende Fasern, deren Anteil jedoch wesentlich geringer ist. Sie bedingen die bessere Zufestigkeit, den besseren Tangentenmodul usw. dieser Proben gegen den im Winkel von 20° angeschnittenen. Daraus konnte ersehen werden, dass eine sorgfältige Beobachtung des Faserverlaufes notwendig war, da eine geringe Abweichung

schon einen grossen Abfall der mechanischen Werte bedeutete.

2.4.5 Geschlechtsabhängigkeit.

Weiter konnte in den Vorversuchen festgestellt werden, dass bei Personen gleichen Alters und verschiedenen Geschlechtes keine signifikanten Unterschiede im mechanischen Verhalten der einzelnen Bindegewebstexturen bestehen. Aus diesem Grunde wurde in den Hauptversuchen eine Ausrichtung nach Geschlechtern vernachlässigt. Die einzelnen Altersgruppen liessen jedoch auch in den Hauptversuchen keine geschlechtsabhängigen Unterschiede erkennen.

2.4.6 Individuelle Bindegewebsschwäche.

Unter individueller Bindegewebsschwäche versteht man die auf einzelne Individuen beschränkte Minderwertigkeit (mechanischer Art) des Gewebes. Sie kann angeboren R o l l h ä u s e r (1950) oder wie die Untersuchungen V o g e l s (1965) ergaben auch iatrogen sein. Wir konnten feststellen, dass bei der sehr adipösen weiblichen Leiche (Tab. 1 Nr. 12 Sektions-Nr. 59/68 G) die mechanischen Werte generell um fast 50 % unter den normalen Mittelwerten lagen.

2.4.7 Vordehnung der Haut.

Im Gegensatz zur Dura und Faszie enthält das Bindegewebe der Haut eine hohe Anzahl elastischer Fasern. Diese sind für die starke Dehnfähigkeit der Haut verantwortlich. Für die Hautimplantate ist diese Eigenschaft jedoch unerwünscht. Wie A. S c h r e i b e r nachweisen konnte, ist durch eine kurzdauernde Vordehnung eine Herabsetzung der Dehnfähigkeit der Haut zu erreichen. Deshalb wurden Hautproben um 20 - 30 % der Dehnungslänge bei Höchstkraft vorgedehnt. Hierbei ergab sich eine grössere Vordehnung, eine geringere Dehnung bei Höchstkraft und eine Verfestigung, die sich in einer besseren Zugfestigkeit und einem höheren Tangentenmodul dokumentierten. Da bedingt durch die altersabhängigen Veränderungen der elastischen Fasern auch mechanische Unterschiede zu beobachten waren, haben wir die Haut in den Hauptversuchen mit und ohne Vordehnung untersucht.

2.5 Statistische Methoden.

Bei den Untersuchungsergebnissen der nativen, cialit-konservierten und lyophilisierten Materialien fielen deutliche konservierungsbedingte Unterschiede des mechanischen Verhaltens der Texturen auf. Es wurde deshalb untersucht, ob diese Unterschiede signifikant sind oder innerhalb einer zufälligen Streuung liegen. Wegen der verschiedenen Faktoren, die die Differenz beeinflussen konnten, wurde die einfache Varianzanalyse gewählt (s. Tab. 3). Für die Untersuchung des Alters und der Texturabhängigkeit wurde der Mosteller-Test (s. Tab. 4 u. 5) angewandt S a c h s (1968),

Tabelle 3

Signifikanz konservierter Bindegewebstexturen.

Die konservierungsbedingten Unterschiede der mechanischen Kenngrößen der frischen, lyophilisierten und cialit-konservierten Bindegewebstexturen wurden mit Hilfe der einfachen Varianzanalyse auf Signifikanz geprüft.

Kg.	FRISCH			LYOPH.			CILALIT			n	F	Va.
	Min.	Mitt.	Max.	Min.	Mitt.	Max.	Min.	Mitt.	Max.			
FASZIE												
Kl.I												
Tg-M	1508	2725	3488	1000	1917	3420	2232	3175	4087	54	2,7	o
Zugf.	203	382	490	137	289	456	335	554	713	54	19	+++
Dehn.	0,19	0,28	0,33	0,27	0,40	0,66	0,29	0,35	0,47	54	5,1	+++
Kl.II												
Tg-M	2380	3315	4460	741	2709	4440	1788	3183	3571	54	0,5	ooo
Zugf.	358	497	635	155	382	633	232	464	578	54	2,9	o
Dehn.	0,22	0,28	0,41	0,17	0,35	0,61	0,21	0,27	0,32	54	3,2	+
DURA												
Kl.I												
Tg-M	174	608	1136	62	321	520	455	900	1722	36	7,1	+++
Zugf.	22,9	75,2	155	13,2	50	112	53	127	288	36	2,8	o
Dehn.	0,11	0,19	0,36	0,25	0,34	0,44	0,15	0,18	0,35	36	25,5	+++
Kl.II												
Tg-M	42	475	863	226	331	500	511	943	1574	38	171	+++
Zugf.	8,7	63	104	22,4	42	59,3	69	121	204	38	20,0	+++
Dehn.	0,16	0,24	0,45	0,14	0,23	0,31	0,16	0,18	0,21	38	3,35	+
HAUT o.V.												
Kl.I												
Tg-M	179	263	370	89,6	143	208	161	368	524	36	30,6	+++
Zugf.	135	183	315	33,8	70	110	69,2	184	234	36	32,1	+++
Dehn.	0,89	1,20	1,45	0,69	0,79	1,44	0,71	0,89	1,09	36	6,1	+++
Kl.II												
Tg-M	264	404	771	184	273	389	194	469	710	37	24,1	+++
Zugf.	124	136	182	58	94	129	108	157	204	37	83,9	+++
Dehn.	0,39	0,58	0,82	0,63	0,75	0,98	0,41	0,66	0,97	37	4,5	+
HAUT m.V.												
Kl.I												
Tg-M	162	324	523	99	170	325	332	459	565	36	4,4	+
Zugf.	155	188	224	34,9	68	86,5	119	166	227	36	7,3	+++
Dehn.	0,67	0,98	1,50	0,53	0,83	1,15	0,51	0,66	0,87	36	8,7	+++
Kl.II												
Tg-M	262	434	598	100	198	326	243	566	1136	36	21,6	+++
Zugf.	112	128	172	47	77	133	116	148	219	36	17,2	+++
Dehn.	0,35	0,55	0,73	0,48	0,75	0,93	0,32	0,51	0,69	36	6,3	+

Um die Streuung zu kennzeichnen, wurde zu jedem Mittelwert (Mitt.) der zugehörige Min. und Max. Wert angegeben. Kg. = Mechanische Kenngrößen. n = Anzahl der Proben. F = Signifikanzfaktor. Va. = einfache Varianzanalyse. + = Signifikanzniveau von 95 %. +++ = Signifikanzniveau von 99 %.

Tabelle 4

Signifikanz der Altersklassen.

An nativen Proben wurden die altersbedingten Unterschiede mit Hilfe des Mostellertestes auf Signifikanz geprüft.

	Nat. Faszie Kl. I			Nat. Faszie Kl. II				
Kg.	Min.W.	Mitt.W.	Max.W.	Min.W.	Mitt.W.	Max.W.	n	Mt.
Tg-M	1508	2725	3488	2380	3315	4460	18	+
Zugf.	203	383	490	358	497	635	18	+
Dehn.	0,19	0,28	0,33	0,22	0,28	0,41	18	o

	Nat. Dura Kl. I			Nat. Dura Kl. II				
Tg-M	174	608	1136	42	475	863	12	o
Zugf.	22,9	75,2	155	8,7	63	104	12	o
Dehn.	0,11	0,19	0,36	0,16	0,24	0,45	12	o

	Nat. Haut o.V. Kl. I			Nat. Haut o.V. Kl. II				
Tg-M	179	263	370	264	404	652	12	+
Zugf.	135	183	315	124	136	171	12	+
Dehn.	0,89	1,20	1,45	0,39	0,58	0,82	12	+

	Nat. Haut m.V. Kl. I			Nat. Haut m.V. Kl. II				
Tg-M	162	324	523	262	434	598	12	o
Zugf.	155	188	224	112	128	172	12	+
Dehn.	0,67	0,98	1,50	0,35	0,55	0,73	12	+

Um die Streuung zu kennzeichnen, wurde zu jedem Mittelwert (Mitt.W.) der zugehörige Min. und Max. Wert angegeben. Kg. = Mechanische Kenngrößen. n = Anzahl der Proben. Mt. = Mostellertest. + = signifikant.

Tabelle 5

Signifikanz der einzelnen Bindegewebstexturen.

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Bindegewebstexturen Haut ohne Vordehnung, Haut mit Vordehnung und Dura wurden mit Hilfe des Mostellertestes auf Signifikanz geprüft. Die mechanischen Kenngrößen der Faszien waren so hoch, dass sich ein Signifikanztest erübrigte.

Nativproben

M.K.G.	Haut o.V.	Haut m.V.	Dura	n	Mostellertest		
Klasse I					A:B	A:C	B:C
Tg-M	263	327	605	12	o	+	+
Zugf.	183	188	75,2	12	o	+	+
Dehn.	1,20	0,98	0,19	12	+	+	+
Klasse II					A:B	A:C	B:C
Tg-M	404	434	475	12	o	o	o
Zugf.	136	128	65	12	+	+	+
Dehn.	0,58	0,55	0,24	12	o	+	+

A:B = Haut o.V. verglichen mit Haut m.V.

A:C = Haut o.V. verglichen mit Dura.

B:C = Haut m.V. verglichen mit Dura.

M.K.G. = Mechanische Kenngrößen.

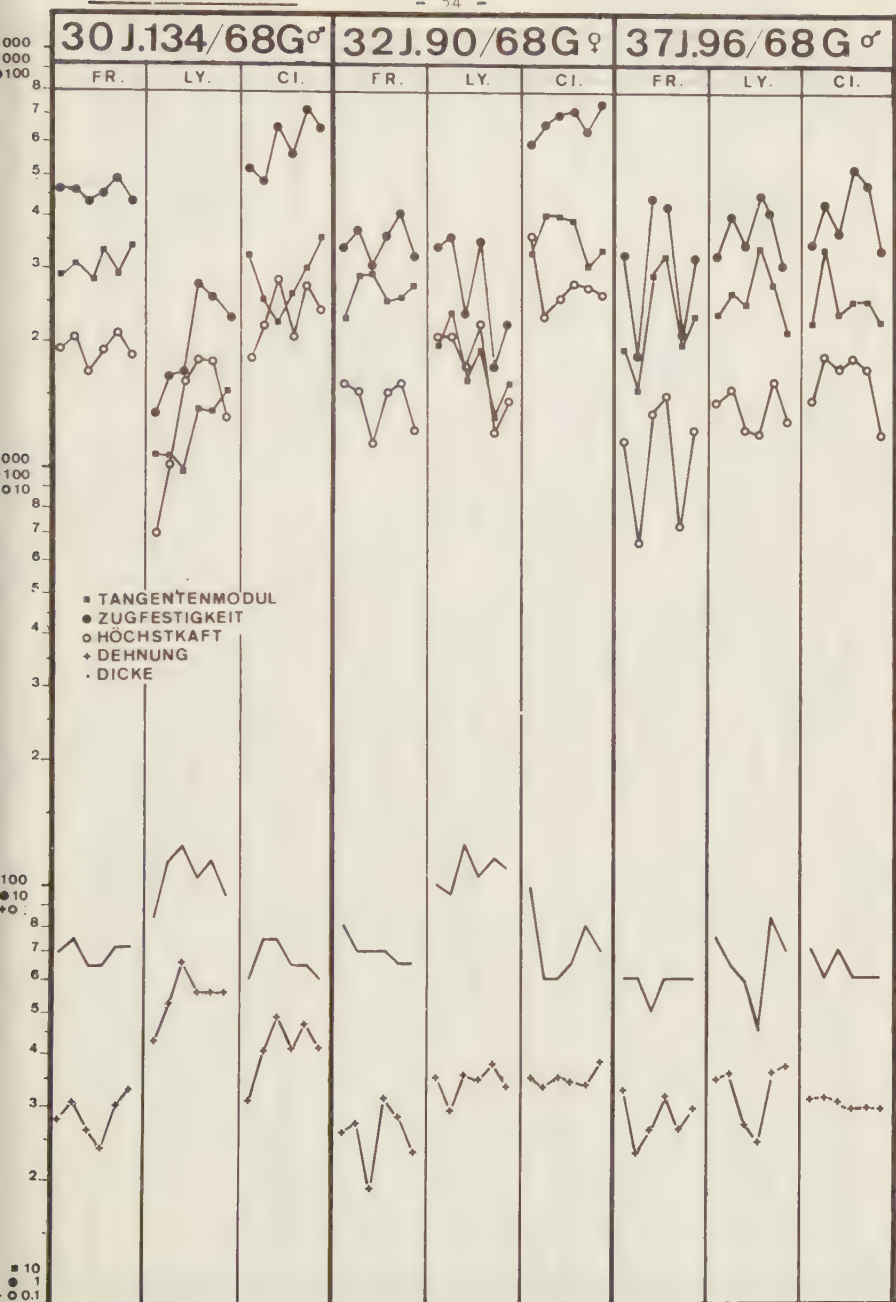
n = Anzahl der Proben. + = signifikant.

K r e y s z i g (1965). Die Unterschiede waren so augenscheinlich, dass dieser Test vollkommen ausreichte. Ein Signifikanzniveau von 95 % wurde mit einem Plus (+), ein Signifikanzniveau von 99 % mit drei Plus (+++) in den Tabellen gekennzeichnet (Tab.3.).

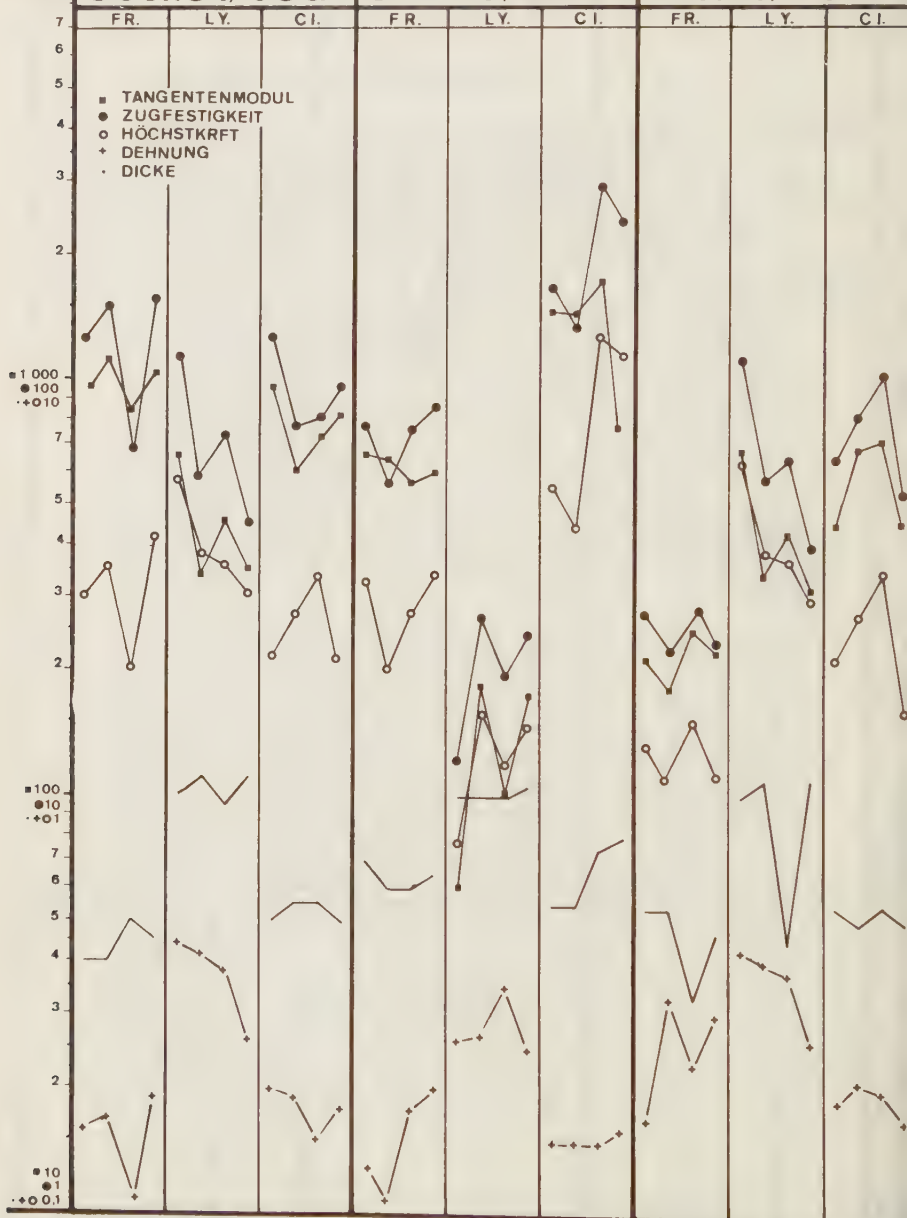
Legende zu folgenden Abbildungen.

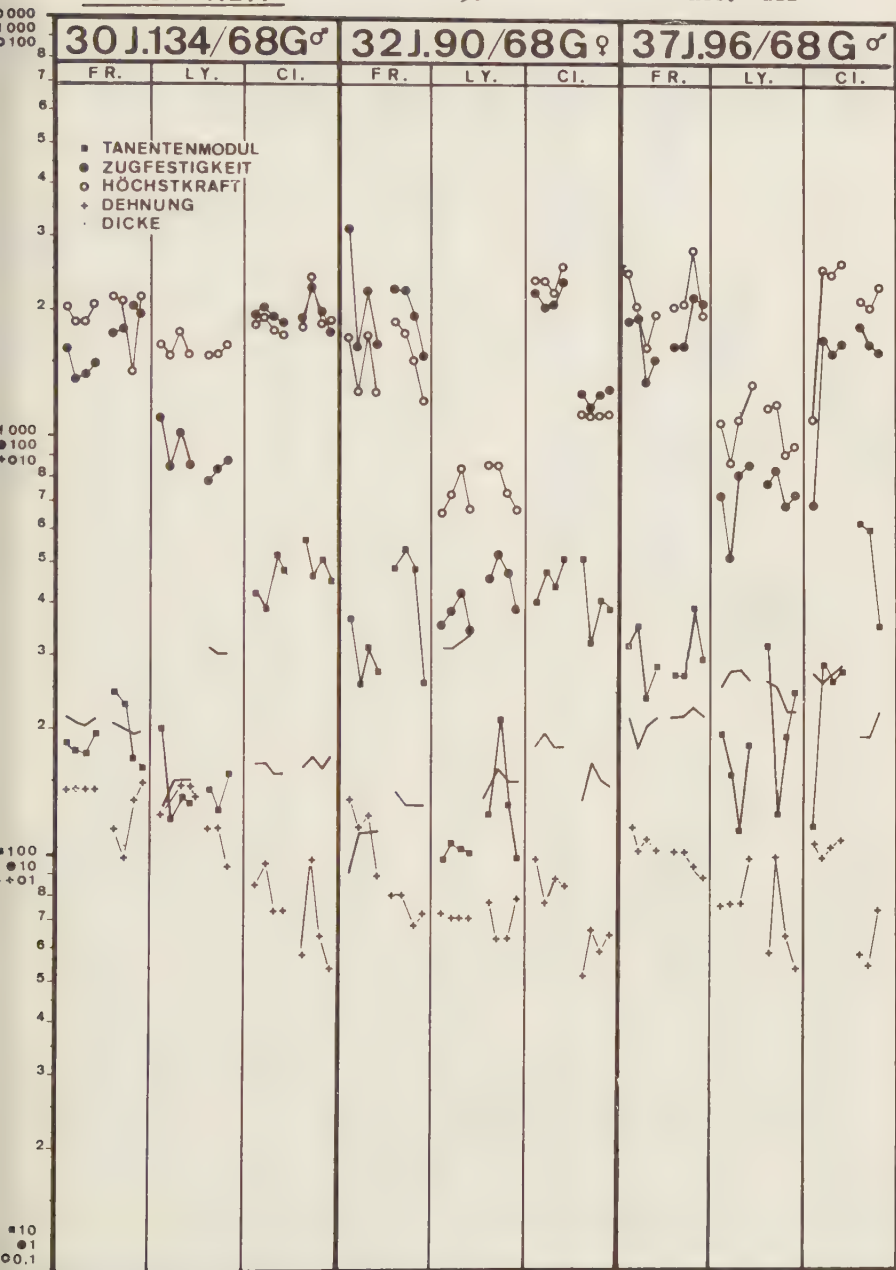
In den vergleichenden graphischen Darstellungen der einzelnen Versuchsserien (Abb. VI - XI) wurden die in den zusammenfassenden Tabellen (s. Anhang Tab. 6 - 13 geordneten mechanischen Kenngrößen des Tangentenmoduls ($\blacksquare$) Kp/cm^2 , der Zugfestigkeit ($\bullet$) Kp/cm^2 , der Höchstkraft ($\circ$) Kp , der Dehnung (+) und der Dicke ($\cdot$) cm logarithmisch eingezeichnet. Die Werte wurden den beiden Altersklassen (Klasse I : Abb. VI - VIII; Klasse II : Abb. IX - XI) und dem Untersuchungsmaterial (Faszie, Dura und Haut) entsprechend in die graphischen Darstellungen eingetragen. In jeder Abbildung lassen sich die Ergebnisse der in Spalten zusammengefassten Versuchsserien des frischen (FR.), lyophilisierten (LY.) und cialitkonservierten (CI.) Materials der Individuen pro Altersklasse vergleichen. Die mechanischen Kenngrößen stehen pro Versuch untereinander.

In den Übersichtsdarstellungen (Abb. XII - XIV) wurden die Max. und Min. der mechanischen Kenngrößen der Faszie ($\blacksquare$), der Dura ($\blacktriangledown$), der Haut mit Vordehnung ($\circ$) und der Haut ohne Vordehnung ($\bullet$) im frischen (— FR.) lyophilisiertem (... LY.) und cialitkonsertem (---CI.) Zustand eingezeichnet. In Abbildung XII können die Werte des Tangentenmoduls, in Abbildung XIII die Werte der Zugfestigkeit und in Abbildung XIV die Werte der Dehnung verglichen werden. Auch in diesen Abbildungen wurden die mechanischen Kenngrößen logarithmisch eingetragen.



■ 10 000
● 1 000
+ 0 100

30 J.134/68G^σ32 J.90/68G[♀]37 J.96/68G^σ

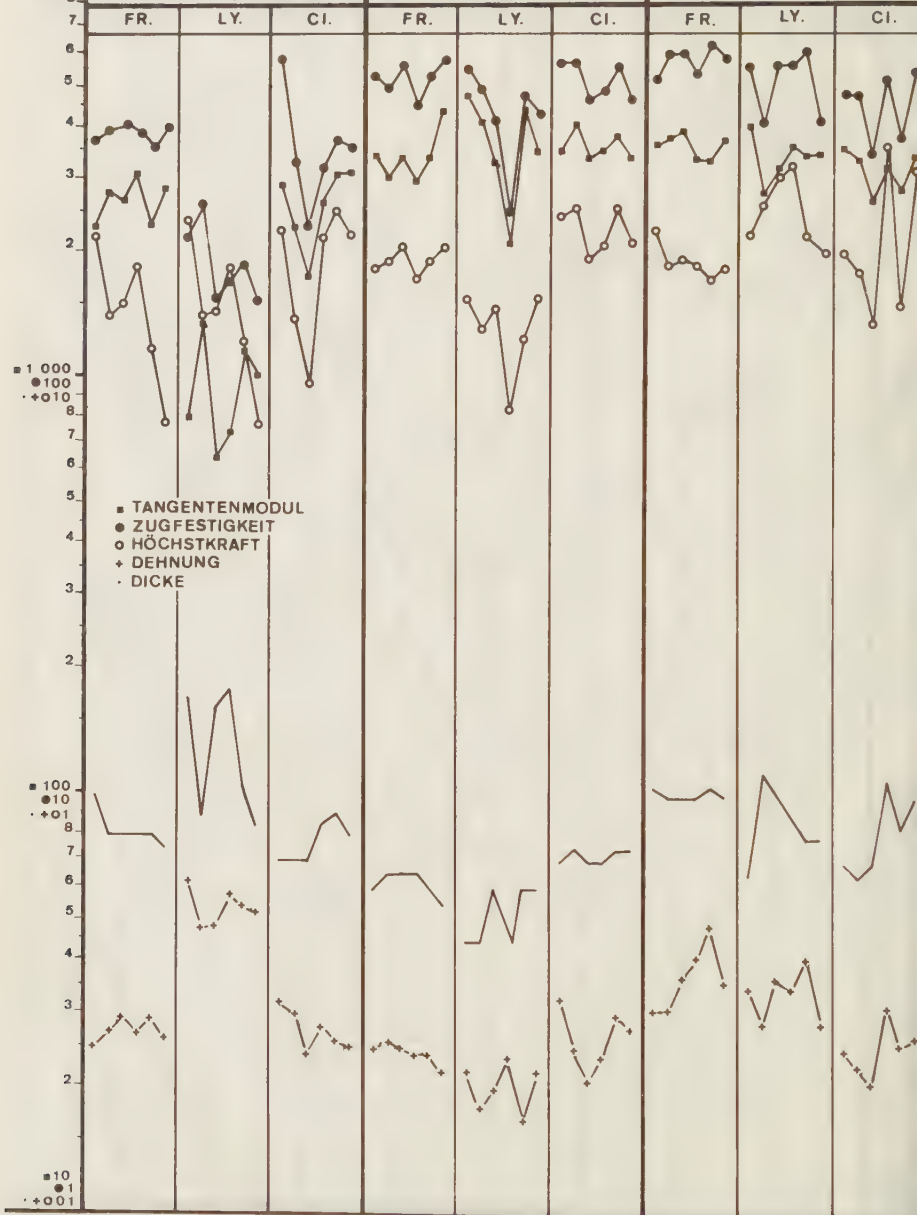


■ 10 000
● 1 000
+ 100

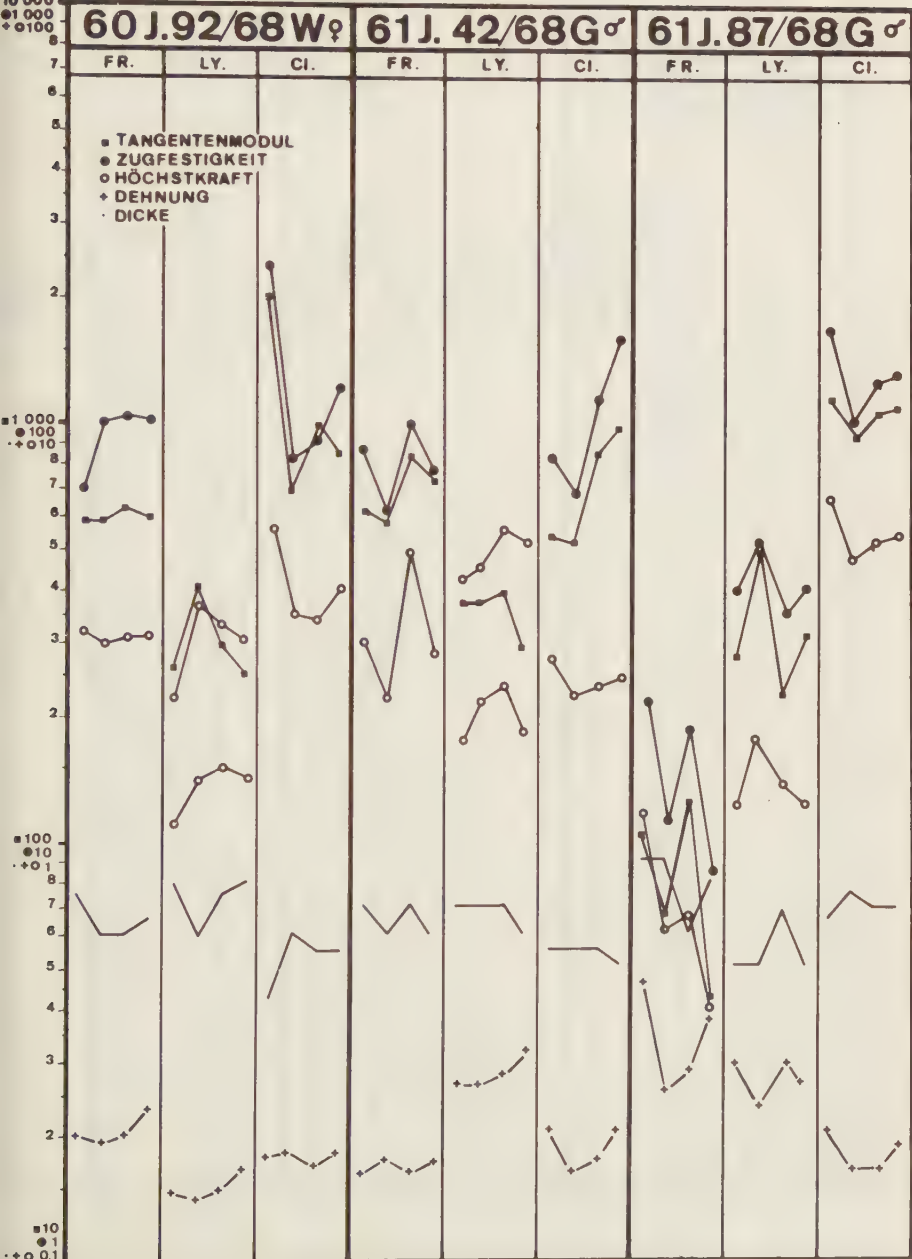
60 J.92/68 W♀

61 J. 42/68 G♂

61 J.87/68 G♂



10 000
● 1 000
+ 0.100



■ 10000
● 1000
○ 100
+ 0100

60J.92/68W♀

61J.42/68G♂

61J.87/68G♂

FR.

LY.

CI

FR.

LY.

CI.

FR.

LY.

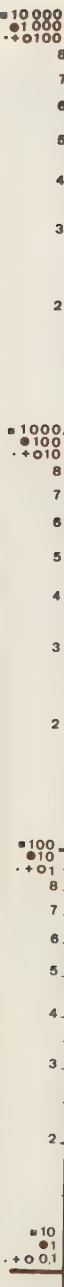
CI.

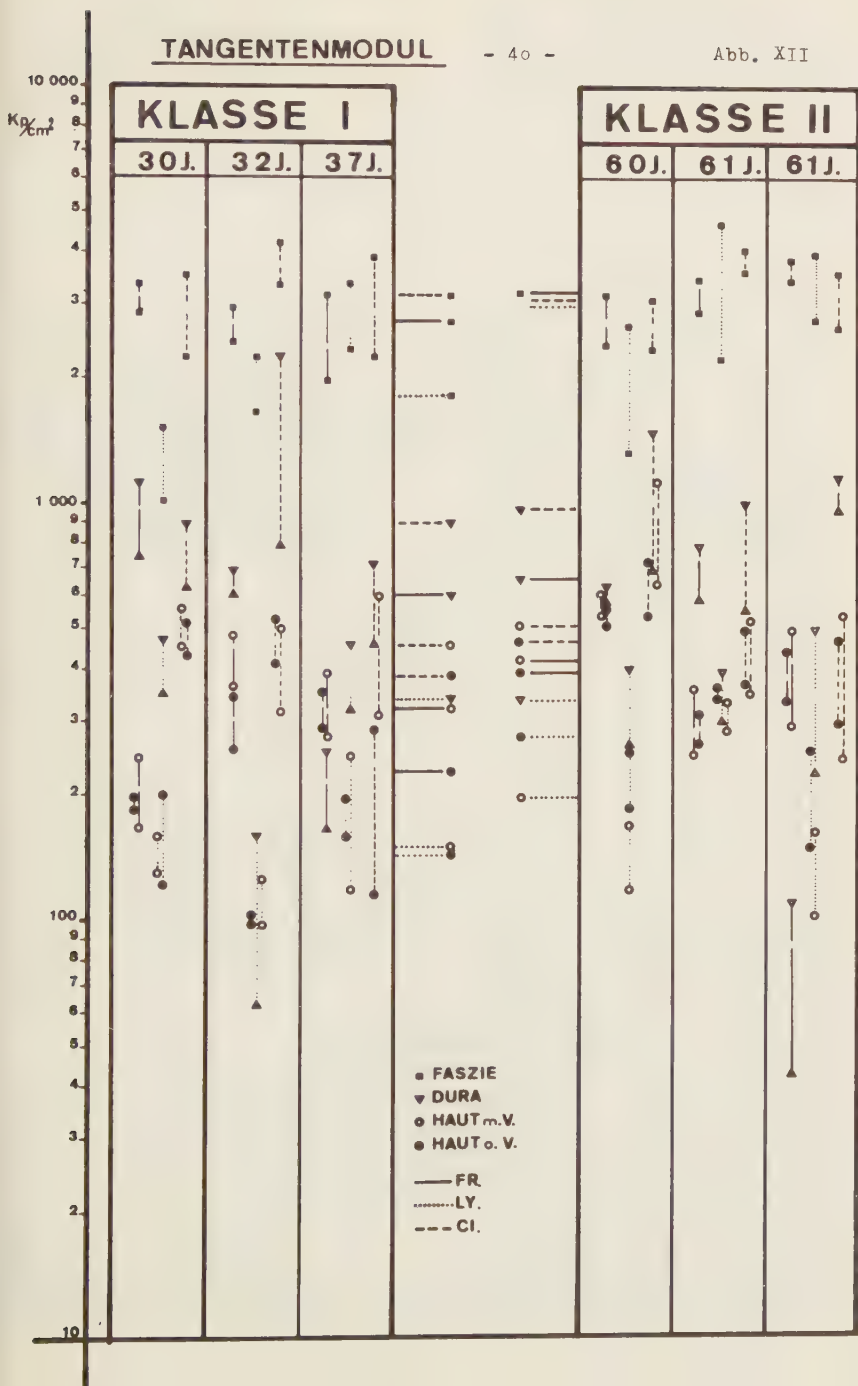
- TANGENTENMODUL
● ZUGFESTIGKEIT
○ HÖCHSTKRAFT
+ DEHNUNG
· DICKE

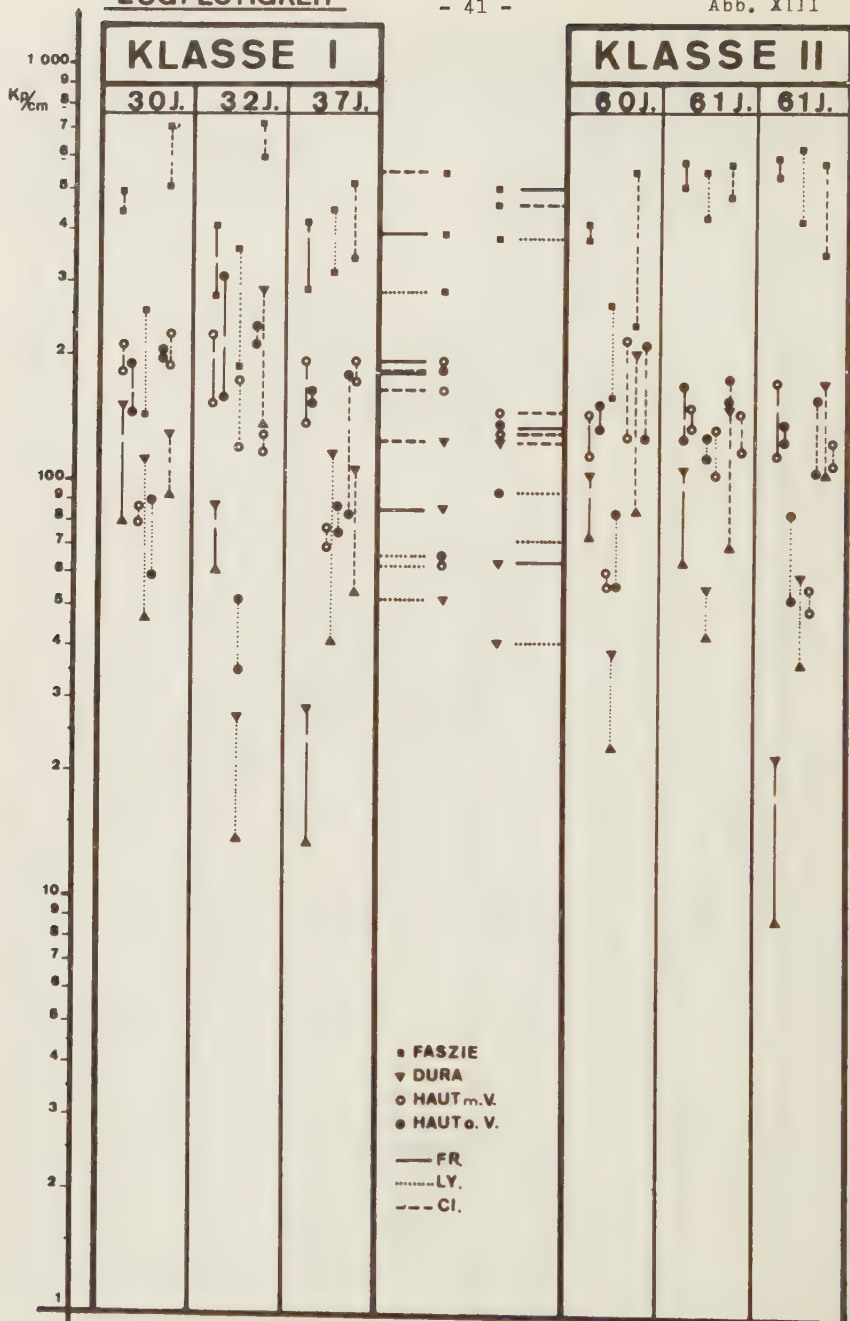
■ 1000
● 100
○ 10
+ 010

■ 100
● 10
○ 1
+ 01

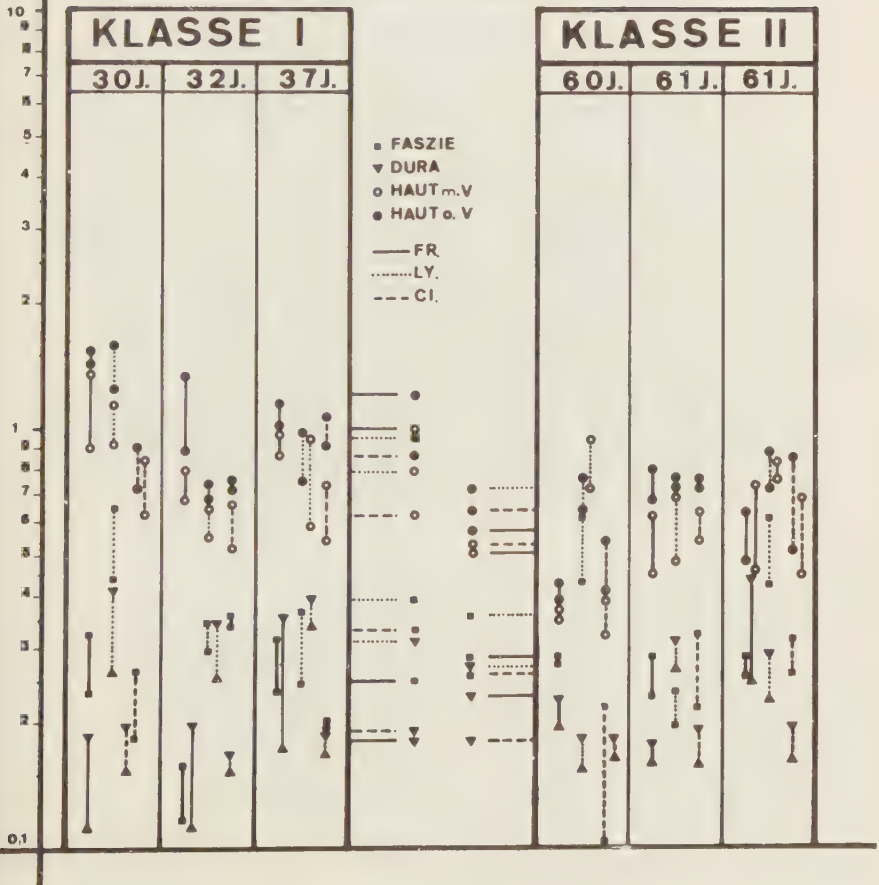
■ 10
● 1
○ 0.1







DEHNUNG BEI HÖCHSTKRAFT



3. HAUPTVERSUCHE. =====

Das Untersuchungsmaterial wurde in 2 Altersklassen eingeteilt. Von jeder Altersklasse (Kl. I : 30-37 Jahr Kl. II : 60-61 Jahre) wurden von jeweils 3 Leichen frische, cialitkonservierte und lyophilisierte Faszie, Dura und Haut untersucht. Pro Individuum wurden 54 Proben gezogen. Aus dem Diagramm dieser insgesamt 324 Untersuchungen wurden die mechanischen Kenngrößen wie oben geschildert abgeleitet und in Tabellen eingetragen. Die Einzelwerte wurden nach Altersklassen, Textur und Konservierung geordnet, im einfachen logarithmischen Masstab graphisch dargestellt (Abb. VI Diese Abbildungen erlauben innerhalb der Altersgruppen und Texturen einen Vergleich der einzelnen mechanische Kenngrößen miteinander und mit den verschiedenen Konservierungen. Um die Ergebnisse innerhalb der mechanischen Kenngrößen auch unter den einzelnen Texturen und Altersklassen vergleichen zu können, wurden die Tabellen XII-XIV gezeichnet. Zur besseren Übersicht wurden hier nur die minimalen und maximalen Werte, sowie die individuellen Mittelwerte und die Gesamtmittelwerte eingetragen.

3.1 Verhalten der einzelnen mechanischen Kenngrössen untereinander.

In den graphischen Darstellungen VI-XI wurden die mechanischen Kenngrössen koordiniert zueinander eingetragen, um evtl. Gesetzmässigkeiten daraus abzuleiten. Eine auffällige Gleichrichtung der Zugfestigkeits- und Höchstkraftwerte lässt sich durch folgende Beziehungen erklären :

$$\text{Zugfestigkeit} = \frac{\text{Höchstkraft}}{\text{Querschnitt}}$$

Da die Breite der Proben konstant ist, verändert die Dicke der Proben als reziproker Wert nur die Werte der Zugfestigkeit gegenüber der Höchstkraft. In die Dehnung, die mathematisch von keinem anderen Wert abhängig ist, geht immer die gleiche Ausgangslänge ein. Da die Dehnung bei Höchstlast gemessen wurde, hätte sich evtl. eine Beziehung zwischen Dehnung und Höchstlast bemerkbar machen können. Bei einigen graphischen Darstellungen (Abb. VIII-XI) wird der Eindruck erweckt, dass die Höchstkraft und Dehnung sich gegenläufig verhalten. Jedoch wird dieser Eindruck nicht auf allen graphischen Darstellungen bestätigt. Auch der Tangentenmodul und die Dicke lassen keine eindeutige Beziehung zu den anderen Kenngrössen erkennen.

3.2 Streuung der mechanischen Kenngrössen.

In den einzelnen zugeordneten Versuchsgruppen lassen sich grosse Streuungen der Werte feststellen. Durch die logarithmische Auftragung der mechanischen Kenngrössen, wurde zwar die lineare Zugehörigkeit der Werte verstärkt, dafür konnte aber gut dargestellt werden, dass die Werte sowohl jeder Spalte als auch einander zugeordnet eine Punkthäufung erkennen lassen.

Diese Streuung wurde auch von anderen Untersuchern (Cronkite (1930), Rollhäuser (1950), Schnell u. Mitarb. (1967) u.a.) festgestellt. Diese grosse Streuungsbreite kann mechanisch bedingt : Sehr kleine Proben, grosse Proben-Dickenmessung, Einspannungsfehler, Präparationsfehler u.a. oder auch vom Material abhängig sein : Unterschiedliche Faserzahl, querverlaufende Faserrichtung, Gefäss- oder sonstige Einschlüsse. Die im Gegensatz zu den anderen Bindegewebstexturen auffallend hohe Streuungsbreite der Faszienwerte, die in der linearen Auftragung besonders deutlich sichtbar wird (die linearen Darstellungen wurden zu Gunsten der übersichtlicheren logarithmischen aufgegeben), lässt sich zum Teil durch geringfügige Abweichungen der Schnitttrichtung vom Faserverlauf erklären (s. Vorversuche Abschnitt 2.4.4). Diese Abweichung wurde von Anders, Becker, Jäger und Krüger noch genauer untersucht. Die auffälligen Werte der nativen Proben der Dura Sektions-Nr. 96/68 G könnten dadurch erklärt werden, dass bei diesen Individuen als Todesursache eine Subarachnoidalblutung festgestellt wurde. Ein Begleitödem der Dura ist wahrscheinlich für die schlechten nativen Werte verantwortlich, da durch die anschliessenden Konservierungen die Werte sowohl bei der Lyophilisation als auch bei der Gialit-Konservierung auf Normalwerte anstieg.

3.3 Konservierungsbedingte Unterschiede.

Wie Schnell u. Mitarb. nachweisen konnten, hat auch die Gammabestrahlung einen Einfluss auf das mechanische Verhalten lyophilisierter Dura. Da neben der

Konservierung die Sterilisation für die Transplantation unabdingbar ist, wurde diese Beeinflussung nicht besonders untersucht. Schon bei Betrachtung der graphischen Darstellung (Abb. VI-XI) fällt bei jedem einzelnen Individuum in allen Geweben, besonders bei der Dura ein Abfallen der Werte des Tangentenmoduls und der Zugfestigkeit von lyophilisierten Proben und ein Ansteigen der cialit-konservierten Proben im Vergleich zu den nativen Proben auf. In der Übersichtsdarstellung (Abb. XII-XIV) konnten die Unterschiede durch Mittelwertsbestimmung herausgestellt und durch statistische Methoden (s. Tab. 3) auf Signifikanz geprüft werden.

3.3.1 Faszie.

Die paralleelfasrige Faszie lässt insbesondere in der Altersklasse II die Unterschiede der Werte nicht deutlich werden. Bei der Altersklasse I sind die Unterschiede jedoch bis auf den Tangentenmodul signifikant.

3.3.2 Dura.

Die Dura zeigt die Beeinflussung durch die Konservierungsverfahren in besonders ausgeprägter Weise. Die Werte des Tangentenmoduls und der Zugfestigkeit zeigen sowohl im Vergl. der einzelnen Individuen, als auch im Vergl. der Mittelwerte (Tab. XII-XIV) so hohe signifikante Unterschiede, dass daraus eine Gesetzmässigkeit abgeleitet werden könnte. Die Werte verhalten sich nativ zu : lyophilisierten : cialitkonserviert wie 2:1:3.

Die Dehnung zeigt ein gegenläufiges Verhalten. Ihre Werte steigen durch die Lyophilisation an.

3.3.3 Haut.

Die Haut zeigt in den konservierungsabhängigen Werten die gleiche Tendenz wie die Dura. Der Unterschied der Werte ist signifikant, jedoch nicht so ausgeprägt wie bei der Dura.

Aus diesen Ausführungen ist abzuleiten, dass durch die Lyophilisation die einzelnen Bindegewebstexturen eine Verminderung der Festigkeit und eine vermehrte Dehnbarkeit erfahren. Dies wird besonders deutlich bei den dreidimensionalen netzartigen Strukturen der Haut und Dura. Die Cialitkonservierung verbessert die mechanischen Werte der einzelnen Texturen.

3.4 Texturbedingte Unterschiede.

Texturbedingte Unterschiede der mechanischen Kenngrößen, können aus der Übersichtsdarstellung (Abb. XII-XIV) abgelesen werden. Die netzartigen Fasertexturen, Haut und Dura verhielten sich ähnlich und deutlich different von der parallelfasrigen Faszie.

3.4.1 Faszie.

Die Untersuchungen der nativen Faszienproben ergaben zwei- bis dreifach höhere Werte des Tangentenmoduls und der Zugfestigkeit als die der Dura und Haut. Die

Dehnungswerte der Faszie lagen geringgradig höher als die der Dura, jedoch deutlich unter denen der Haut.

3.4.2 Dura.

Haut und Dura unterscheiden sich in ihren mechanischen Werten weniger deutlich. Die Werte des Tangenmoduls der Haut sind stets höher als die der Dura. Jedoch sind die Unterschiede nur in der Klasse II signifikant. Die Zugfestigkeits- und Dehnungswerte sind bei der Dura im Vergleich zur Haut in beiden Klassen signifikant erniedrigt.

3.4.3 Haut.

Die Dehnung der Haut mit und ohne Vordehnung ist gegenüber der Dura in beiden Altersklassen grösser. Die Vordehnung bedingt jedoch bei jüngeren Individuen signifikant geringere Dehnung bei Höchstkraft gegenüber den Proben ohne Vordehnung.

3.5 Altersbedingte Unterschiede.

Die Übersichtsdarstellungen (Abb. XII-XIV) sind so zusammengestellt, dass sich die Mittelwerte und die Streuungsbreiten der Klasse I und II leicht vergleichen lassen.

3.5.1 Faszie.

Der Tangentenmodul und die Zugfestigkeit zeigen einen altersbedingt signifikanten Anstieg. Dabei ist gleichzeitig ersichtlich, dass die konservierungsbedingten Unterschiede im Alter weniger ausgeprägt sind. Die Dehnungswerte unterscheiden sich nicht wesentlich.

3.5.2 Dura.

Die mechanischen Kenngrößen der Dura zeigen keine Altersabhängigkeit, was auch statistisch gesichert werden konnte.

3.5.3 Haut.

Bei der Haut ist die Gruppe mit Vordehnung (30 % der Ausgangslänge als Vordehnung) von der Gruppe ohne Vordehnung zu unterscheiden. In beiden Gruppen zeichnet sich eine altersbedingte Erhöhung des Tangentenmoduls und eine Erniedrigung der Zugfestigkeit und der Dehnung ab.

4. DISKUSSION DER EXPERIMENTELLEN ERGEBNISSE.

=====

Ziel der Untersuchungen war es festzustellen, welche Bindegewebstextur (Faszie, Dura, Haut) die besten mechanischen Wertigkeiten im Hinblick auf eine Transplantation zum Ersatz von Ligamenta und grossen sehnenscheidenlosen Sehnen zeigten. Ausserdem sollte der Einfluss der Konservierung und des Alters auf diese Werte untersucht werden.

4.1 Bindegewebstexturen.

Die Bindegewebstexturen zeigten eine deutliche Textur ausgerichtete Spezifität ihrer mechanischen Kenngrössen. Dabei wies die Faszie von allen drei Texturen durch ihre stärkste Zugbelastbarkeit bei geringer Dehnung die besten Voraussetzungen für eine Transplantation auf. Diese hochwertige mechanische Eigenschaft verdankt die Faszie ihrem gerichteten Faserverlauf. Dieser Vorzug hat allerdings auch den Nachteil, dass eine geringe Abweichung von der Faserverlaufsrichtung bedeutende Beeinträchtigungen der mechanischen Werte zur Folge hat. Deshalb ist ein sauberes Zuschneiden der Faszie bei chirurgischen Vorgehen zu fordern. Sie muss ausserdem ihrem Faserverlauf längs der stärksten Zugbeanspruchung eingesetzt werden. Im Hinblick auf die Transplantation bietet die Faszie einen weiteren Nachteil durch den geringen querverlaufenden Faseranteil. Deshalb findet eine Naht meist im Fasertransplantat einen schlechten Halt, da die Naht zwischen den längsgerichteten Hauptfaserzügen durchschneidet. Die Naht

stellt bei jeder Transplantation einen Locus minoris resistentiae dar. Dies wurde auch klinisch von C r a s s e l t (1967), D e t h l o f f (1967) und M e t z e (1965) u.a. beobachtet.

Die Grösse der Zugfestigkeit und des Tangentenmoduls eines Transplantates entscheidet die Belastbarkeit und die Festigkeit eines Materials. Transplantate mit niedrigen Dehnungswerten können einer einwirkenden Kraft, ohne wesentlich verformt zu werden, entgegenwirken. Dura und Haut unterscheiden sich dahingehend, dass die Dura gleiche bis erniedrigte Festigkeitswerte besitzt. Sie kann also geringgradiger als die Haut belastet werden. Durch den höheren Tangentenmodul weist sie eine höhere Festigkeit auf, und durch die der Faszie gleichende niedrige Dehnungswerte besitzt sie eine hohe Elastizität. Die hohen Dehnungswerte der Haut sind für den Ersatz von Ligamenten und grossen Sehnen unerwünscht, weil es dadurch nach der Implantation zum Funktionsverlust durch zu starke Dehnbarkeit des Transplantates kommen kann. J ä g e r u. A n d e r s (1969) konnten nachweisen, dass die Haut zusätzlich zur starken Dehnung einen hohen Dehnungsrückstand aufweist. Um diesen Nachteil der Haut auszugleichen, schlagen J u d e t und S c h r e i b e r (1960) eine Vordehnung vor. Diese Massnahme vermindert ausreichend die Dehnbarkeit der Haut für die praktische Anwendung. Auch bei unseren Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass durch die Vordehnung der Haut eine Verbesserung ihrer Elastizität eintritt. Aber die Dehnungswerte der Haut sind im Vergleich zu denen der Faszie und Dura so gross, dass die minimalen Werte der Haut noch über den maximalen der Faszie und Dura liegen (s. Abb. XIV).

Der grosse Vorteil der hohen Elastizität der Dura wird noch durch ihre geringe Dicke und gute Formbarkeit gesteigert. Auch kann Dura einer Leiche leicht entnommen werden und erfordert keine gesonderte präparative Zubereitung. Allerdings muss auch die geringere Belastungsfähigkeit und die geringere Materialgrösse berücksichtigt werden.

4.2 Altersabhängigkeit.

Die Klasseneinteilung I und II zeigten bei den untersuchten Bindegewebstexturen nicht immer unterschiedliches mechanisches Verhalten. Die Faszie wird mit zunehmendem Alter verfestigt, während die Elastizität keine altersabhängige Veränderung aufweist.

A n d e r s, B e c k e r, J ä g e r und K r ü g e r untersuchten die mechanischen Kenngrössen der Faszie in Abhängigkeit vom Alter und konnten in den ersten Lebenswochen eine sprungartige Verfestigung des Gewebes feststellen. So könnte zu einer Transplantation Material aus beiden Altersklassen genommen werden, wobei die Klasse II einer höheren Belastung ausgesetzt werden kann. Da bei der Dura keine altersabhängigen Veränderungen der mechanischen Kenngrössen nachgewiesen werden konnten, sind Leichen beider Altersklassen zur Transplantatentnahme geeignet. Nur bei der Haut zeichnet sich eine altersbedingte Verfestigung des Gewebes ab, wie sie auch R o l l h ä u s e r (1951) feststellte, der die Zugfestigkeit von Sehnen und Haut untersuchte. Diese Verfestigung wäre durch die kontinuierliche Zunahme der inneren Bindungen des Kollagen zu erklären (V e r z a r u. Mitarb. 1958-1963).

Zusätzlich lässt sich eine Verringerung der maximalen Dehnungen erkennen, die S c h r e i b e r (1957) ebenfalls festgestellt hat. Zum gleichen Ergebnis kam D i c k (1951). Beide machten die Altersveränderungen der elastischen Fasern dafür verantwortlich.

Die Ergebnisse lassen es wünschenswert erscheinen, bei der Haut Transplantspender der Altersklasse II zu bevorzugen.

4.3 Konservierung.

Aus unseren Untersuchungen ist abzuleiten, dass durch die Lyophilisation die einzelnen Bindegewebstexturen eine Verminderung der Festigkeit und eine Zunahme der Dehnbarkeit erfahren. Das wird besonders deutlich, bei der dreidimensionalen netzartigen Struktur der Haut und der Dura. Es wurde nicht untersucht, welchen Anteil die zur Sterilisation benutzte Gammabestrahlung an den Veränderungen der mechanischen Kenngrößen lyophilisierter Bindegewebstexturen im Vergleich zu den Nativproben hat. S c h n e l l u. Mitarb. haben 1967 jedoch festgestellt, dass die Zugfestigkeit lyophilisierter Dura mit steigender Bestrahlungsdosis verringert wird. Die Cialitkonservierung verbessert die mechanischen Werte der einzelnen Texturen. Deshalb müsste bei alleiniger Bewertung der mechanischen Kenngrößen für die Transplantation von lyophilisierten Bindegewebe zu Gunsten der cialitkonservierten abgeraten werden.

5. ZUSAMMENFASSUNG.

=====

Mit dem Universalprüfgerät (Modell Instron TT-CM) wurden die mechanischen Kenngrößen, Tangentmodul, Zugfestigkeit, Höchstkraft und Dehnung bei den Bindegewebstexturen, Faszie, Dura und Haut bestimmt. Zu dieser Prüfung wurden Proben von 13 Personen gezogen. 6 Personen wurden in zwei Altersklassen eingeteilt (Kl. I um 30 Jahre und Kl. II um 60 Jahre) und an ihnen die Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften von der Textur, dem Alter und der Konservierung geprüft. Pro Individuum wurden 54 Proben, insgesamt 430 Proben untersucht. Ein strukturabhängiges mechanisches Verhalten konnte festgestellt werden. Faszie zeigte bei geringen Dehnungswerten hohe Tangentenmodul- und Zugfestigkeitswerte. Bei der Haut wurden mit und ohne Vordehnung die höchsten Dehnungswerte gemessen. Dura wies im Vergleich zur Haut geringere Zugfestigkeit und höhere Tangentenmodulwerte auf. Lyophilisation verschlechterte in allen Texturen die mechanischen Eigenschaften, während sie durch die Gialitkonservierung verbessert wurden.

Eine Altersabhängigkeit im Sinne einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften durch Anstieg der Zugfestigkeit und des Tangentenmoduls konnte nur für die Faszie und Haut festgestellt werden.

Anhang :

=====

Tabellen 6 - 15

Die aus den Diagrammen der einzelnen Versuche (siehe Beispiel : Abb. IV) abgelesenen mechanischen Kenngrößen wurden fortlaufend registriert (siehe Beispiel Tabelle 2). Diese Werte wurden nach Klassen geordnet, in Tabellen eingetragen (Tabelle 6 - 13) und der Mittelwert jeder Versuchsserie errechnet.

Die Mittelwerte der einzelnen Versuchsserien wurden in Tabelle 14 - 15 aufgezeichnet und die maximale und minimale Abweichung in Prozent errechnet.

Die Gesamtmittelwerte wurden in Tabelle 5 (s. S. 30) aufgezeichnet.

Df. = Definition, Din. = Dimension, V. = Versuch,
M.W. = Mittelwert, FR. = frisch, LY. = lyophilisiert,
CI. = cialitkonserviert.

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER FASZIE KLASSE I

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	V.5	V.6	M.W.
30 J. 134/68 G d										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2967	3111	2885	3395	2906	3488	3127
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	464	462	436	462	490	437	459
	Höchstkr.	K	Kp	19,5	20,8	17,0	19,4	21,0	18,8	19,4
	Dehnung	ε	--	0,28	0,31	0,27	0,24	0,30	0,33	0,25
	Dicke	d	cm	0,07	0,075	0,065	0,07	0,072	0,072	0,071
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	1103	1087	1000	1429	1413	1579	1268
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	137	169	170	287	257	230	208
	Höchstkr.	K	Kp	7,0	11,7	12,7	18,1	17,7	13,1	13,4
	Dehnung	ε	--	0,43	0,51	0,66	0,56	0,56	0,53	0,54
	Dicke	d	cm	0,085	0,115	0,125	0,105	0,115	0,095	0,106
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3333	2556	2292	2692	3077	3646	2933
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	512	489	628	533	706	667	589
	Höchstkr.	K	Kp	18,4	22,0	28,3	20,8	27,5	24,0	23,5
	Dehnung	ε	--	0,31	0,40	0,49	0,41	0,47	0,41	0,41
	Dicke	d	cm	0,06	0,075	0,075	0,065	0,065	0,06	0,066
32 J. 90/68 G 9										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2440	2980	2980	2550	2610	2750	2718
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	340	372	274	364	413	324	348
	Höchstkr.	K	Kp	16,3	15,6	11,5	15,3	16,1	12,6	14,6
	Dehnung	ε	--	0,26	0,27	0,19	0,31	0,28	0,23	0,25
	Dicke	d	cm	0,08	0,07	0,07	0,07	0,065	0,065	0,07
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2000	2392	1667	1984	1359	1623	1838
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	336	360	236	351	177	223	281
	Höchstkr.	K	Kp	20,2	20,5	17,7	22,1	12,2	14,7	17,9
	Dehnung	ε	--	0,35	0,29	0,35	0,34	0,37	0,33	0,33
	Dicke	d	cm	0,10	0,095	0,125	0,105	0,115	0,11	0,108
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3333	4167	4167	4087	3125	3348	3705
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	602	647	709	713	575	624	645
	Höchstkr.	K	Kp	36,1	33,3	25,5	27,8	27,6	26,2	27,2
	Dehnung	ε	--	0,35	0,29	0,35	0,34	0,37	0,33	0,33
	Dicke	d	cm	0,10	0,06	0,06	0,065	0,08	0,07	0,072
37 J. 96/68 G d										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	1930	1508	2940	3205	2030	2380	3244
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	328	286	447	425	203	344	387
	Höchstkr.	K	Kp	11,8	6,7	13,4	15,3	7,3	12,4	11,1
	Dehnung	ε	--	0,32	0,23	0,26	0,31	0,26	0,29	0,28
	Dicke	d	cm	0,06	0,06	0,05	0,06	0,06	0,06	0,06
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2330	2690	2500	3420	2790	2140	2645
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	329	405	348	456	416	310	377
	Höchstkr.	K	Kp	14,8	15,8	12,5	12,3	16,2	13,0	14,1
	Dehnung	ε	--	0,34	0,35	0,27	0,24	0,35	0,37	0,32
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2232	3333	2384	3542	3542	2290	2886
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	345	526	372	510	484	335	429
	Höchstkr.	K	Kp	14,5	18,9	15,7	18,5	17,5	12,0	16,3
	Dehnung	ε	--	0,31	0,31	0,30	0,29	0,29	0,29	0,30
	Dicke	d	cm	0,07	0,06	0,07	0,06	0,06	0,06	0,063

Tabelle 6

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER DURA MATER KLASSE I

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
30 J. 134/68 G 6								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	977	1136	750	1068	983
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	126	150	68	155	125
	Höchstkr.	K	Kp	3,03	3,59	2,03	4,18	3,21
	Dehnung	ϵ	--	0,16	0,17	0,11	0,19	0,18
	Dicke	d	cm	0,04	0,04	0,05	0,045	0,044
LY.		-	Kp/cm ²	667	341	461	318	447
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	112,5	58,2	63,8	45,1	69,6
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	6,75	3,82	3,64	3,02	4,23
	Höchstkr.	K	Kp	0,44	0,41	0,38	0,26	0,35
	Dehnung	ϵ	--	0,10	0,11	0,095	0,11	0,104
	Dicke	d	cm	0,10	0,11	0,095	0,11	0,104
CI.		-	Kp/cm ²	875	606	719	812	753
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	129	79,5	82,2	96,3	96,7
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	3,87	2,62	2,71	2,89	3,02
	Höchstkr.	K	Kp	0,20	0,19	0,15	0,17	0,18
	Dehnung	ϵ	--	0,05	0,055	0,055	0,05	0,052
	Dicke	d	cm	0,05	0,055	0,055	0,05	0,052
32 J. 90/68 G 9								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	674	651	579	601	626
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	78	56	76	88	74,5
	Höchstkr.	K	Kp	3,28	2,00	2,72	3,45	2,86
	Dehnung	ϵ	--	0,13	0,11	0,18	0,20	0,15
	Dicke	d	cm	0,07	0,06	0,06	0,065	0,066
LY.		-	Kp/cm ²	62	187	104	179	133,3
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	13,2	26,8	19,8	24,6	21,1
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	0,79	1,61	1,19	1,48	1,27
	Höchstkr.	K	Kp	0,26	0,27	0,35	0,25	0,25
	Dehnung	ϵ	--	0,10	0,10	0,10	0,105	0,101
	Dicke	d	cm	0,10	0,10	0,10	0,105	0,101
CI.		-	Kp/cm ²	1491	1477	1722	781	1367
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	168	134	288	240	207
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	5,53	4,42	12,95	11,50	8,61
	Höchstkr.	K	Kp	0,15	0,15	0,18	0,22	0,17
	Dehnung	ϵ	--	0,055	0,055	0,075	0,08	0,066
	Dicke	d	cm	0,055	0,055	0,075	0,08	0,066
37 J. 96/68 G 6								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	211	174	254	223	215
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	27,5	22,9	28,4	23,5	25,6
	Höchstkr.	K	Kp	1,32	1,10	1,53	1,13	1,37
	Dehnung	ϵ	--	0,17	0,36	0,23	0,30	0,26
	Dicke	d	cm	0,054	0,054	0,033	0,048	0,048
LY.		-	Kp/cm ²	375	326	520	313	383
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	57	44	74	58	58
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	2,75	2,36	2,67	2,58	2,59
	Höchstkr.	K	Kp	0,41	0,37	0,33	0,36	0,37
	Dehnung	ϵ	--	0,08	0,09	0,06	0,08	0,08
	Dicke	d	cm	0,08	0,09	0,06	0,08	0,08
CI.		-	Kp/cm ²	455	688	720	458	580
	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	65	83	104	53	76,4
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	2,15	2,74	3,43	1,60	2,48
	Höchstkr.	K	Kp	0,19	0,21	0,19	0,17	0,19
	Dehnung	ϵ	--	0,055	0,05	0,055	0,05	0,051
	Dicke	d	cm	0,055	0,05	0,055	0,05	0,051

Tabelle 7

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER HAUT KLASSE I

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
30 J. 134/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	189	185	179	200	188
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	172	155	159	169	164
	Höchstskr.	K	Kp	20,6	18,1	18,1	19,0	18,9
	Dehnung	ε	--	1,44	1,45	1,38	1,42	1,42
	Dicke	d	cm	0,20	0,195	0,19	0,195	0,195
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	208	121	138	135	150
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	110	94	100	92,7	99,2
	Höchstskr.	K	Kp	16,5	15,5	17,5	15,5	16,2
	Dehnung	ε	--	1,25	1,44	1,43	1,37	1,37
	Dicke	d	cm	0,25	0,275	0,29	0,28	0,276
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	429	390	524	484	457
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	196	200	196	189	195
	Höchstskr.	K	Kp	19,4	19,8	18,2	17,6	19,0
	Dehnung	ε	--	0,85	0,93	0,71	0,71	0,80
	Dicke	d	cm	0,165	0,165	0,155	0,155	0,16
32 J. 90/68 G ♀								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	370	256	313	271	302
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	315	164	220	163	215
	Höchstskr.	K	Kp	17,0	12,8	17,2	12,7	14,4
	Dehnung	ε	--	1,32	1,15	1,21	0,89	1,14
	Dicke	d	cm	0,09	0,13	0,13	0,13	0,12
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	89,6	107,5	102,6	101	100,2
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	35	38,6	42,6	33,8	37,5
	Höchstskr.	K	Kp	6,50	7,13	8,30	6,70	7,16
	Dehnung	ε	--	0,72	0,71	0,71	0,69	0,71
	Dicke	d	cm	0,31	0,31	0,325	0,33	0,317
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	405	481	442	521	462
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	219	203	204	234	215
	Höchstskr.	K	Kp	23,7	23,7	22,1	25,3	23,7
	Dehnung	ε	--	0,97	0,77	0,89	0,73	0,84
	Dicke	d	cm	0,18	0,195	0,18	0,18	0,184
37 J. 96/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	317	354	240	286	299
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	194	192	135	152	168
	Höchstskr.	K	Kp	24,5	20,7	16,2	19,2	20,5
	Dehnung	ε	--	1,15	1,01	1,09	1,01	1,07
	Dicke	d	cm	0,21	0,18	0,20	0,21	0,20
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	198	157	197	158	177
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	73	54	81	85	73
	Höchstskr.	K	Kp	10,9	8,7	11,7	13,2	11,1
	Dehnung	ε	--	0,75	0,75	0,79	0,98	0,82
	Dicke	d	cm	0,25	0,27	0,24	0,26	0,26
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	118	188	161	275	185
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	69,2	170,5	159	166,8	141,4
	Höchstskr.	K	Kp	11,2	25,6	25,3	26,5	22,2
	Dehnung	ε	--	1,09	0,93	1,07	1,05	1,01
	Dicke	d	cm	0,27	0,25	0,265	0,265	0,262

Tabelle 8

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER HAUT MIT VORDEHNUNG KLASSE I

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
30 J. 134/68 G 0								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	245	229	171	162	202
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	172	179	211	195	189
	Höchstkr.	K	Kp	21,7	21,0	24,0	21,7	22,1
	Dehnung	ϵ	--	1,13	0,90	1,46	1,50	1,24
	Dicke	d	cm	0,21	0,19	0,185	0,185	0,184
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	145	129	157		144
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	79,2	83,5	86,5		83,1
	Höchstkr.	K	Kp	15,2	15,5	15,6		15,4
	Dehnung	ϵ	--	1,14	1,15	0,93		1,07
	Dicke	d	cm	0,32	0,31	0,30		0,31
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	565	472	508	458	501
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	190	227	198	178	198
	Höchstkr.	K	Kp	18,3	23,9	19,0	18,7	20,0
	Dehnung	ϵ	--	0,62	0,87	0,69	0,62	0,80
	Dicke	d	cm	0,16	0,17	0,16	0,17	0,165
32 J. 90/68 G 0								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	487	523	481	359	467
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	224	223	192	155	198
	Höchstkr.	K	Kp	18,8	17,8	15,0	12,1	15,5
	Dehnung	ϵ	--	0,78	0,80	0,67	0,71	0,71
	Dicke	d	cm	0,14	0,13	0,13	0,13	0,13
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	126	216	134	99	144
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	45,8	52,2	42,8	34,9	43,9
	Höchstkr.	K	Kp	8,4	8,4	7,2	6,6	7,3
	Dehnung	ϵ	--	0,73	0,75	0,61	0,74	0,66
	Dicke	d	cm	0,135	0,16	0,15	0,145	0,147
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	504	332	409	394	410,0
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	125	119	126	129	125
	Höchstkr.	K	Kp	11,6	11,8	11,3	11,2	11,5
	Dehnung	ϵ	--	0,51	0,66	0,58	0,63	0,59
	Dicke	d	cm	0,135	0,165	0,15	0,145	0,145
37 J. 96/68 G 0								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	271	271	393	295	307
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	163	163	217	159	175
	Höchstkr.	K	Kp	20,5	20,5	28,1	19,6	22,0
	Dehnung	ϵ	--	1,00	1,00	0,91	0,87	0,99
	Dicke	d	cm	0,21	0,21	0,215	0,205	0,21
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	325	124	194	250	223
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	76	83	68	71	74
	Höchstkr.	K	Kp	11,9	12,4	9,0	9,3	10,8
	Dehnung	ϵ	--	0,75	0,97	0,63	0,53	0,72
	Dicke	d	cm	0,26	0,25	0,22	0,22	0,24
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	561	552	355		469
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	183	169	160		176
	Höchstkr.	K	Kp	20,9	20,1	22,8		21,3
	Dehnung	ϵ	--	0,57	0,54	0,73		0,61
	Dicke	d	cm	0,19	0,19	0,225		0,202

Tabelle 9

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER FASZIE KLASSE II

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	V.5	V.6	M.W.
60 J. 92/68 W 9										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2380	2840	2720	3125	2360	2900	2721
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	375	392	409	392	358	407	388
	Höchstkr.	K	Kp	22,5	18,8	19,3	18,8	17,2	18,3	19,7
	Dehnung	ε	--	0,25	0,27	0,29	0,27	0,29	0,26	0,27
	Dicke	d	cm	0,10	0,08	0,08	0,08	0,08	0,075	0,082
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	802	1389	684	741	1172	1029	969
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	223	263	156	173	186	155	192
	Höchstkr.	K	Kp	22,8	14,2	15,0	18,7	11,9	7,9	15,1
	Dehnung	ε	--	0,61	0,48	0,49	0,58	0,43	0,42	0,50
	Dicke	d	cm	0,17	0,09	0,16	0,18	0,105	0,085	0,15
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	2975	2380	1788	2690	3130	3130	2682
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	545	332	232	423	474	463	411
	Höchstkr.	K	Kp	22,9	14,0	9,8	21,5	25,3	22,2	19,3
	Dehnung	ε	--	0,32	0,30	0,26	0,28	0,27	0,25	0,28
	Dicke	d	cm	0,07	0,07	0,07	0,085	0,09	0,08	0,077
61 J. 42/68 G 6										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3470	3075	3860	3005	3470	4460	3556
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	517	492	562	452	536	585	524
	Höchstkr.	K	Kp	18,6	19,2	20,8	17,6	19,3	20,7	19,3
	Dehnung	ε	--	0,25	0,26	0,25	0,24	0,24	0,22	0,25
	Dicke	d	cm	0,06	0,065	0,065	0,065	0,06	0,055	0,066
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	4710	4190	3330	2190	4440	3550	3735
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	555	490	415	235	460	430	430
	Höchstkr.	K	Kp	15,5	13,2	14,9	8,5	12,4	15,5	13,3
	Dehnung	ε	--	0,22	0,19	0,20	0,19	0,17	0,23	0,19
	Dicke	d	cm	0,045	0,045	0,06	0,045	0,06	0,06	0,052
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3571	4167	3401	3571	3876	3419	3667
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	578	575	469	493	560	475	525
	Höchstkr.	K	Kp	24,3	25,9	19,7	20,7	25,2	21,4	22,8
	Dehnung	ε	--	0,33	0,25	0,21	0,24	0,30	0,27	0,26
	Dicke	d	cm	0,07	0,075	0,07	0,07	0,075	0,075	0,072
61 J. 87/68 G 6										
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3720	3790	3910	3400	3400	3790	3668
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	523	600	601	540	635	572	572
	Höchstkr.	K	Kp	33,0	36,0	36,7	34,0	40,0	34,3	35,5
	Dehnung	ε	--	0,31	0,31	0,37	0,35	0,41	0,29	0,34
	Dicke	d	cm	0,105	0,10	0,10	0,10	0,105	0,10	0,102
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	4006	2706	3205	3655	3472	3501	3424
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	564	408	560	563	633	408	523
	Höchstkr.	K	Kp	22,2	26,9	33,6	32,1	22,8	20,8	26,4
	Dehnung	ε	--	0,35	0,29	0,37	0,35	0,41	0,29	0,34
	Dicke	d	cm	0,065	0,11	0,10	0,095	0,08	0,085	0,089
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	3571	3365	2679	3261	2885	3438	3200
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	477	472	347	523	382	540	457
	Höchstkr.	K	Kp	20,0	18,4	14,6	36,3	15,0	32,4	22,8
	Dehnung	ε	--	0,25	0,23	0,21	0,32	0,26	0,26	0,26
	Dicke	d	cm	0,07	0,065	0,07	0,11	0,065	0,10	0,081

Tabelle 10

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER DURA MATER KLASSE II

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
60 J. 92/68 W 9								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	585	581	625	598	597
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	71	102	104	103	95
	Höchstkr.	K	Kp	3,20	3,06	3,11	3,20	3,04
	Dehnung	ε	--	0,20	0,19	0,20	0,23	0,20
	Dicke	d	cm	0,075	0,05	0,05	0,055	0,057
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	260	401	298	252	303
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	22,4	39,2	33,4	30,0	33,0
	Höchstkr.	K	Kp	1,12	1,41	1,50	1,44	1,37
	Dehnung	ε	--	0,147	0,14	0,14	0,17	0,15
	Dicke	d	cm	0,08	0,065	0,075	0,08	0,074
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	1574	729	909	852	1016
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	204	83	91	121	125
	Höchstkr.	K	Kp	5,60	3,00	2,99	4,01	3,00
	Dehnung	ε	--	0,18	0,18	0,17	0,18	0,18
	Dicke	d	cm	0,045	0,06	0,055	0,055	0,054
61 J. 42/68 G 6								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	579	863	740	792	728
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	62	101	74	83	86
	Höchstkr.	K	Kp	2,23	4,92	2,88	3,02	3,26
	Dehnung	ε	--	0,17	0,16	0,17	0,17	0,17
	Dicke	d	cm	0,06	0,07	0,06	0,065	0,063
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	372	372	397	298	360
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	42	52	56	51	50
	Höchstkr.	K	Kp	1,77	2,18	2,38	1,83	2,04
	Dehnung	ε	--	0,26	0,26	0,27	0,31	0,27
	Dicke	d	cm	0,07	0,07	0,07	0,06	0,07
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	541	511	852	1000	726
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	83,3	69,1	113,9	160,2	107,9
	Höchstkr.	K	Kp	2,75	2,28	3,81	4,81	3,41
	Dehnung	ε	--	0,20	0,16	0,17	0,20	0,18
	Dicke	d	cm	0,055	0,055	0,055	0,05	0,054
61 J. 87/68 G 6								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	104	69	125	42	85
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	21,9	11,9	18,8	8,7	15,3
	Höchstkr.	K	Kp	1,18	0,64	0,62	0,42	0,72
	Dehnung	ε	--	0,45	0,24	0,28	0,43	0,35
	Dicke	d	cm	0,09	0,09	0,06	0,08	0,08
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	286	500	226	312	333
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	40,3	59,3	35,7	40,7	44,0
	Höchstkr.	K	Kp	1,21	1,78	1,39	1,22	1,40
	Dehnung	ε	--	0,29	0,23	0,29	0,26	0,27
	Dicke	d	cm	0,05	0,05	0,065	0,05	0,054
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	1154	957	1098	1143	1088
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	170	102	128	132	133
	Höchstkr.	K	Kp	6,63	4,77	5,23	5,41	5,51
	Dehnung	ε	--	0,21	0,17	0,17	0,18	0,18
	Dicke	d	cm	0,065	0,078	0,069	0,069	0,07

Tabelle 11

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER HAUT KLASSE II

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
60 J. 92/68 W ♀								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	517	507	652	529	551
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	145	130	150	140	141
	Höchstkr.	K	Kp	9,55	8,17	9,88	10,10	9,42
	Dehnung	ε	--	0,420	0,46	0,39	0,43	0,42
	Dicke	d	cm	0,11	0,105	0,11	0,12	0,111
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	272	184	248	231	234
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	88	58	81	84	78
	Höchstkr.	K	Kp	12,1	8,3	10,7	10,5	10,4
	Dehnung	ε	--	0,73	0,63	0,68	0,73	0,69
	Dicke	d	cm	0,23	0,24	0,21	0,21	0,22
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	710	710	515	590	631
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	198	204	124	160	171
	Höchstkr.	K	Kp	19,0	19,6	11,9	15,3	16,5
	Dehnung	ε	--	0,52	0,45	0,41	0,46	0,46
	Dicke	d	cm	0,16	0,16	0,16	0,16	0,16
61 J. 42/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	296	309	264	276	286
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	171	125	132	132	140
	Höchstkr.	K	Kp	21,7	13,8	15,5	16,3	16,9
	Dehnung	ε	--	0,67	0,69	0,82	0,78	0,75
	Dicke	d	cm	0,23	0,17	0,18	0,19	0,19
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	367	353	389	342	363
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	128	116	129	127	125
	Höchstkr.	K	Kp	16,9	16,0	17,0	16,8	16,7
	Dehnung	ε	--	0,73	0,73	0,71	0,74	0,73
	Dicke	d	cm	0,22	0,23	0,22	0,22	0,22
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	578	428	395	351	438
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	160	175	177	145	164
	Höchstkr.	K	Kp	19,7	21,0	20,1	15,6	19,1
	Dehnung	ε	--	0,76	0,79	0,75	0,72	0,76
	Dicke	d	cm	0,205	0,20	0,19	0,18	0,194
61 J. 87/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	422	323	305	450	375
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	133	124	125	124	128
	Höchstkr.	K	Kp	12,0	11,5	9,7	11,2	11,1
	Dehnung	ε	--	0,51	0,67	0,63	0,48	0,57
	Dicke	d	cm	0,15	0,155	0,13	0,15	0,145
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	269	147	208	265	222
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	87	80	78	74	80
	Höchstkr.	K	Kp	10,4	9,6	9,2	9,2	9,6
	Dehnung	ε	--	0,79	0,98	0,81	0,72	0,83
	Dicke	d	cm	0,20	0,20	0,20	0,205	0,20
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	432	269	457	194	388
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	155	147	136	108	136
	Höchstkr.	K	Kp	16,8	18,5	13,9	13,9	15,8
	Dehnung	ε	--	0,59	0,98	0,52	1,00	0,77
	Dicke	d	cm	0,18	0,21	0,17	0,22	0,194

Tabelle 12

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER HAUT MIT VORDEHNUNG KLASSE II

Bezeichnung		Df.	Dim.	V.1	V.2	V.3	V.4	M.W.
60 J. 92/68 W ♀								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	541	588	598	587	578
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	143	112	122	136	128
	Höchstkr.	K	Kp	9,03	7,40	8,08	9,38	8,47
	Dehnung	ε	--	0,37	0,35	0,35	0,37	0,36
	Dicke	d	cm	0,105	0,11	0,11	0,115	0,11
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	152	137	115	172	144
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	66	58	68	60	63
	Höchstkr.	K	Kp	10,7	9,7	12,7	11,9	11,2
	Dehnung	ε	--	0,75	0,73	0,93	0,83	0,81
	Dicke	d	cm	0,27	0,28	0,31	0,33	0,298
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	625	910	950	1136	905
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	123	201	187	219	183
	Höchstkr.	K	Kp	11,8	14,5	14,0	15,8	13,0
	Dehnung	ε	--	0,38	0,39	0,34	0,32	0,35
	Dicke	d	cm	0,16	0,12	0,125	0,12	0,131
61 J. 42/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	289	370	262	321	310
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	127	123	113	119	126
	Höchstkr.	K	Kp	15,3	13,6	11,9	15,5	14,0
	Dehnung	ε	--	0,71	0,53	0,45	0,60	0,57
	Dicke	d	cm	0,20	0,185	0,175	0,185	0,19
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	298	325	278	326	307
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	102	124	111	133	117
	Höchstkr.	K	Kp	14,1	14,9	13,3	16,8	14,8
	Dehnung	ε	--	0,48	0,73	0,70	0,77	0,67
	Dicke	d	cm	0,23	0,20	0,20	0,21	0,21
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	--	349	376	452	392
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	--	142	116	141	133
	Höchstkr.	K	Kp	22,0	16,2	12,9	16,0	16,3
	Dehnung	ε	--	--	0,65	0,58	0,55	0,59
	Dicke	d	cm	0,19	0,19	0,185	0,19	0,19
61 J. 87/68 G ♂								
FR.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	500	501	284	366	411
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	123	126	115	172	134
	Höchstkr.	K	Kp	9,6	10,2	11,0	15,5	11,6
	Dehnung	ε	--	0,45	0,45	0,57	0,73	0,55
	Dicke	d	cm	0,13	0,135	0,16	0,15	0,144
LY.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	138	156	167	110	143
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	47,0	49,5	52,8	53,7	50,8
	Höchstkr.	K	Kp	9,3	10,4	9,8	10,2	9,9
	Dehnung	ε	--	0,75	0,77	0,78	0,85	0,79
	Dicke	d	cm	0,33	0,35	0,31	0,31	0,325
CI.	Tg-Modul	-	Kp/cm ²	363	243	517	486	402
	Zugfest.	σ	Kp/cm ²	135	113	139	122	127
	Höchstkr.	K	Kp	15,6	14,9	15,5	12,5	14,6
	Dehnung	ε	--	0,63	0,69	0,45	0,45	0,56
	Dicke	d	cm	0,215	0,22	0,185	0,17	0,197

Tabelle 13

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER BINDEGEWEBSTEXTUR
(MITTELWERTE DER EINZELPROBEN) KLASSE I

BEZEICHNUNG	30 J. 134/68 G ♂			32 J. 90/68 G ♀			37 J. 96/68 G ♂		
A S Z I E	FR.	LY.	CI.	FR.	LY.	CI.	FR.	LY.	CI.
<u>-Modul</u>	3127	1268	2933	2718	1838	3705	3222	2645	2886
x.Abw. in %	11,6	24,5	22,0	9,6	30,0	12,4	37,0	28,2	22,8
n.Abw. in %	7,7	21,2	24,5	10,3	26,0	15,7	32,5	12,6	22,6
<u>gfest.</u>	459	208	589	348	281	645	387	377	429
x.Abw. in %	6,8	37,0	20,0	21,0	28,0	10,5	16,0	21,2	22,6
n.Abw. in %	5,2	34,0	17,0	19,2	37,0	6,7	53,0	12,8	21,5
<u>hnung</u>	0,25	0,54	0,42	0,25	0,34	0,34	0,27	0,32	0,29
x.Abw. in %	33,6	21,7	18,1	21,1	9,5	7,3	15,1	12,5	18,7
n.Abw. in %	2,8	30,4	3,5	26,2	14,2	4,4	17,3	25,4	2,7
U R A									
<u>-Modul</u>	983	447	753	626	133	139	215	446	580
x.Abw. in %	15,8	50,0	17,8	9,2	40,0	23,7	17,7	16,6	24,2
n.Abw. in %	23,3	28,7	19,5	6,0	52,0	44,0	19,0	29,8	21,5
<u>gfest.</u>	125	69,6	96,7	74,5	21,1	207	25,6	58,0	76,4
x.Abw. in %	24,0	62,0	33,5	12,1	27,0	39,0	11,0	9,8	30,0
n.Abw. in %	45,0	35,2	18,0	28,4	37,5	35,0	19,5	35,2	36,0
<u>hnung</u>	0,18	0,35	0,18	0,15	0,25	0,16	0,26	0,37	0,19
x.Abw. in %	20,3	26,8	12,3	29,0	5,4	32,5	7,9	10,8	19,3
n.Abw. in %	30,4	25,4	1,4	29,0	7,3	11,4	35,0	10,8	11,5
A U T									
<u>-Modul</u>	188	150	457	302	109	462	299	177	185
x.Abw. in %	13,6	38,6	14,7	22,5	7,5	11,9	12,4	7,6	22,0
n.Abw. in %	4,7	19,2	14,7	15,2	9,4	12,3	15,7	14,7	50,0
<u>gfest.</u>	164	99,2	195	215	37,5	215	168	73,2	141
x.Abw. in %	4,9	1,1	2,6	46,0	13,6	8,9	31,5	16,5	20,6
n.Abw. in %	5,5	6,6	3,1	23,5	10,0	5,6	15,5	26,2	51,3
<u>hnung</u>	1,42	1,37	0,80	1,14	0,71	0,84	1,06	0,82	1,04
x.Abw. in %	19,1	4,9	16,1	12,6	1,7	1,5	10,1	19,6	5,3
n.Abw. in %	3,5	8,9	11,2	22,2	2,6	13,1	7,9	8,5	10,1
UT m. Vord.									
<u>-Modul</u>	202	144	501	467	144	410	307	223	469
x.Abw. in %	21,5	9,1	12,7	12,0	50,0	22,5	27,0	45,6	19,7
n.Abw. in %	20,0	10,4	5,7	23,0	31,0	19,0	11,8	45,5	24,3
<u>gfest.</u>	189	83,1	199	198	43,9	125	175	74,2	176
x.Abw. in %	11,6	4,1	14,4	13,0	19,0	3,2	24,0	12,2	3,9
n.Abw. in %	9,0	4,7	10,3	21,0	21,0	4,8	9,3	8,1	3,9
<u>hnung</u>	1,24	1,37	0,70	0,71	0,66	0,59	0,99	0,67	0,61
x.Abw. in %	20,2	7,2	24,3	8,1	11,6	10,9	5,0	44,5	19,1
n.Abw. in %	2,8	13,4	11,4	9,4	14,0	14,3	12,6	31,8	11,9

Tabelle 14

MECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN FRISCHER
UND KONSERVIERTER BINDEGEWEBSTEXTUR
(MITTELWERTE DER EINZELPROBEN) KLASSE II

BEZEICHNUNG	60 J. 92/68 W 9			61 J. 42/68 G o'			61 J. 87/68 G o'		
F A S Z I E	FR.	LY.	CI.	FR.	LY.	CI.	FR.	LY.	CI.
<u>Tg-Modul</u>	2721	969	2682	3556	3734	3667	3668	3424	3200
Max.Abw. in %	14,6	61,2	16,5	26,2	26,2	13,8	6,6	17,0	11,6
Min.Abw. in %	13,2	20,6	33,0	14,5	42,5	7,3	8,2	22,0	16,3
<u>Zugfest.</u>	388	192	411	524	431	525	579	523	457
Max.Abw. in %	4,9	41,4	32,2	7,0	28,7	10,1	9,7	21,0	18,0
Min.Abw. in %	7,7	16,7	41,4	17,6	45,6	10,7	9,4	27,6	24,0
<u>Dehnung</u>	0,27	0,50	0,28	0,25	0,19	0,26	0,37	0,34	0,26
Max.Abw. in %	7,4	22,0	14,3	12,0	9,0	27,0	9,0	20,6	4,3
Min.Abw. in %	7,4	16,0	9,6	12,0	8,5	15,3	17,3	14,7	16,8
D U R A									
<u>Tg-Modul</u>	597	303	1016	728	360	726	85	333	1088
Max.Abw. in %	4,7	32,2	55,0	18,5	10,0	37,5	48,0	50,0	6,6
Min.Abw. in %	2,7	16,8	28,0	20,5	13,9	29,5	50,5	30,5	13,5
<u>Zugfest.</u>	95	33	125	86	50	108	15	44	133
Max.Abw. in %	9,5	18,8	64,0	24,4	12,0	52,9	43,0	43,0	35,4
Min.Abw. in %	25,4	32,5	33,7	27,0	16,0	38,6	43,0	18,5	21,8
<u>Dehnung</u>	0,20	0,15	0,18	0,17	0,27	0,18	0,35	0,27	0,18
Max.Abw. in %	12,4	11,2	5,1	21,0	17,8	11,0	28,6	7,4	14,4
Min.Abw. in %	7,3	5,9	6,8	5,9	3,7	11,0	25,7	14,7	7,7
H A U T									
<u>Tg-Modul</u>	551	234	631	281	363	438	375	222	338
Max.Abw. in %	18,3	16,3	12,5	10,0	7,3	32,0	19,8	21,0	35,0
Min.Abw. in %	8,0	21,0	18,3	6,1	5,8	19,0	18,7	33,7	43,0
<u>Zugfest.</u>	141	78	171	138	125	164	128	80	137
Max.Abw. in %	6,4	12,8	19,0	24,0	7,3	7,8	3,7	8,7	13,5
Min.Abw. in %	9,4	20,4	16,5	16,3	7,7	19,1	3,1	9,6	15,8
<u>Dehnung</u>	0,42	0,69	0,46	0,75	0,73	0,76	0,57	0,82	0,77
Max.Abw. in %	9,5	7,30	10,8	9,30	1,4	3,9	17,5	18,8	29,0
Min.Abw. in %	7,1	8,60	10,8	10,6	2,6	4,8	15,8	12,7	32,5
HAUT m. Vord.									
<u>Tg-Modul</u>	578	144	905	310	307	392	411	143	402
Max.Abw. in %	3,47	19,5	25,7	31,1	6,1	15,3	33,0	28,0	28,7
Min.Abw. in %	6,4	20,0	31,0	12,9	9,4	11,0	22,0	19,7	39,7
<u>Zugfest.</u>	128	63	183	126	117	133	134	50	127
Max.Abw. in %	12,0	7,9	19,7	19,0	12,8	6,7	28,2	34,0	9,4
Min.Abw. in %	12,5	7,9	33,0	10,3	13,6	12,7	14,2	15,7	11,0
<u>Dehnung</u>	0,36	0,81	0,36	0,66	0,67	0,59	0,55	0,79	0,56
Max.Abw. in %	2,8	10,0	11,0	10,6	15,0	10,0	41,8	7,6	13,8
Min.Abw. in %	2,8	10,8	11,2	32,0	27,2	9,2	18,0	5,1	19,3

Tabelle 15

6. Literatur

- A n d e r s , K.
G.W. B e c k e r ,
M. J ä g e r ,
O. K r ü g e r : Die Abhängigkeit mechanischen
Verhaltens menschlicher Faszien
von Faserverlauf, Alter und
Konservierung (im Druck).
- B e c k e r , G.W. : Vizepräsident der Bundesanstalt
für Materialprüfung Berlin
(mündliche Erklärung).
- C r a s s e l t , C. : Band- und Sehnenplastiken mit
lyophilisiertem homologen
Gewebe.
Beitr. Orthop. Traum. 14 (1967),
666.
- C r o n k i t e , A.E. : The tensile strength of
human tendous.
Anat. Rec. 64 (1936).
- D e t h l o f f , E. : Faszientransplantate.
Beitr. Orthop. Traum. 14 (1967),
672.
- D i c k , C.J. : The tension and resistance to
stretching, with results from
series of normal and oedematous
caves.
J. Physiol. (Lond.) 112 (1951),
102.
- G a l a n t é , J.O. : Tensile properties of the
human lumbar annulus fibrosus.
Acta orthop. scand. 37 (1967),
Suppl. 100.
- G r a t z , C.M. : Tensile strength and elasticity
tests on human fascia lata.
J. BoneJt. Surg. 13 A (1931),
334.
- H a i k e , H.J. : Experimentelle Untersuchungen
zur Festigkeit des Kniegelenk-
bandapparates in Abhängigkeit
von Immobilisation und Alter.
Bücherei des Orthopäden, Bd. 4,
hsg. von M. Lange,
Enke, Stuttgart 1969.

Hirsch, C.,
F.G. Evans :

Studies on some physiolo.
properties of infant compact
bone.
Acta orthop. scand. 25 (1965),
300.

Hirsch, C.,
J. Galanté :

Laboratory conditions for
tensile tests in annulus
fibrosus from human inter-
vertebral discs.
Acta orthop. scand. 38 (1967),
148.

Jäger, M.,
K. Anders :

Dehnungs- und Entdehnungs-
verhalten verschieden konser-
vierter und strukturierter
Bindegewebstexturen.
Arch. orthop. Unfall-Chir.
66 (1969), 95.

Jansen, L.H.,
P.B. Rottier :

Elasticity of human skin
related to age.
Dermatologica (Basel)
115 (1957), 106.

Jansen, L.H.,
P.B. Rottier :

Comparison of the mechanical
properties of strips of human
abdominal skin excised from
below and from above the umbilic.
Dermatologica (Basel)
117 (1958 b), 252.

Judet, R. u.
J. Judet :

Arthroplastic avec interpo-
sition cutanee.
Rev. Chir. orthop. 46 (1960),
663.

Kreyszig, E. :

Statische Methoden und ihre
Anwendungen.
Göttingen 1965. (zit. nach
L. Sachs).

Kirschner, M. : Über freie Sehnen- und Faszien-
transplantation.
Bruns' Beitr. klin. Chir.
65 (1909), 472.

- K l e i n s c h m i d t, O. :
Experimentelle Untersuchungen
über den histologischen Umbau
der frei transplantierten Faszie
und Beweis für die Lebens-
fähigkeit derselben unter
Heranziehung der vitalen Fär-
bung.
Langenbecks Arch. klin. Chir.
104 (1914), 933.
- L a n g e r, K. :
zit. nach F. Punkus :
Normale Anatomie der Haut.
Handbuch der Haut und Geschlechts-
krankheiten, hsg. von
J. Jadassohn.
Springer, Berlin 1927.
- M e t z e, H. :
Diskussionsbemerkung.
Gewebekonserven, Herstellung
und Anwendung.
2. Symposion. 1. Aufl. (S.196),
hsg. von L.H. Kettler,
H.J. Seffling.
Volk und Gesundheit, Berlin 1965.
- R a u b e r, A. :
Elastizität und Festigkeit
der Knochen.
Leipzig 1876.
- R e h n, E. u.
M. Miyauchi :
Das kutane und subkutane Binde-
gewebe in veränderter Funktion.
Langenbecks Arch. klin. Chir.
105 (1914), 1.
- R o l l h ä u s e r, H :
Konstitutions- und Alters-
unterschiede in Festigkeit
kollagener Fibrillen.
Gegenbaurs morph. Jb. 90
(1950 a), 157.
- R o l l h ä u s e r, H. :
Die Festigkeit menschlicher
Sehnen nach Quellung und Trock-
nung in Abhängigkeit vom Lebens-
alter.
(Gegenbaurs morph. Jb. 90
(1950 b), 180.
- R o l l h ä u s e r, H. :
Die Zugfestigkeit der Haut.
Gegenbaurs morph. Jb. 90 (1950 c),
249.

- S a c h s, L. : Statistische Auswertungsmethoden.
Springer, Berlin 1968.
- S c h n e l l, J.,
H.G. P l e n i o,
W. P a u l i,
B. B r a u n, G. K o r b : The influence of jonizing radiation on various collagen containing medical products.
- S c h r e i b e r, A. : Die Verwendung von Hautimplantaten in der Orthopädie.
Ergebn. Chir. Orthop. 50 (1967), 1.
- T k a c z u k, H. : Tensile properties of human lumbar longitudinal Ligaments.
Acta orthop. scand. 38 (1968), Suppl. 115.
- T r i e p e l, H. : Die trajektoriellen Strukturen.
Bergmann, Wiesbaden 1908.
- V a l e n t i n, G. : Lehrbuch der Physiologie des Menschen, Bd. 1 Braunschweig 1847.
- V e r z a r, F. : Molekulare Veränderungen des Kollagens beim Altern und bei Erkrankungen.
Schweiz. med. Wschr. 33, (1963), 1036.
- V e r z a r, F.,
K. A u b e r : Thermic- contraction of single tendon fibres from animal of different age after treatment with formaldeyde, urethane, glycerol, acetic acid and other substances.
Gerontologia 2 (1938), 81.
- V e r z a r, F.,
H. W i l l e n e g g e r : Das Altern des Kollagens in der Haut und in den Narben.
Schweiz. med. Wschr. 41 (1961), 1334.
- V i i d i k, A.,
L. S a n d q v i s t,
M. M a g i : Influence of post mortal stovage on tensile strength characteristics and Hystology of rabbit Ligaments.
Acta orthop. scand. 35 (1965), Suppl. 79.

- V o g e l, G. : Untersuchungen zur Wirkung von Hormonen auf physikalische und chemische Eigenschaften des Binde- und Stützgewebes. Fortschr. Med. 86 (1968), 666.
- V o g e l, G. : Veränderung der mech. Eigenschaften des Bindegewebes unter dem Einfluss von Hormonen. Im 11. Symposium der Deutschen Ges. f. Endokrinologie, (S. 305), hsg. E. Klein. Springer, Berlin 1965 a.
- V o g e l, G.,
L. T h o r : Untersuchungen über den Einfluss endokriner Faktoren auf die Reißfestigkeit bindegewebiger Strukturen. Naunyn-Schmiedeberg's Arch. exp. Path. Pharmac. 246 (1963), 72.
- W e r t h e i m, M.G. : Memoir zur L'etasticite et la cohesion de principaux tissus du corps humain. Ann. Chim. Phys. 21 (1847), 385.
- W ö h l i s c h, E.,
R. d u M e s n i l
d e R o c h e m o n t,
H i l d e G e r s c h l e r : Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe I, II. Z. Biol. 85 (1927), 325.

An dieser Stelle möchte ich Herrn
Professor Dr. med. A.N. W i t t, Direktor der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität
München, vormaliger Direktor der Orthopädischen Klinik
und Poliklinik der Freien Universität Berlin im
Oskar-Helene-Heim meinen aufrichtigen Dank aussprechen
für die freundliche Unterstützung und Möglichkeit,
die Versuche an seinem Institut auszuführen.

Herrn Priv. Doz. Dr. med. M. J ä g e r möchte ich
vielmals für die Überlassung des Themas, die viel-
fachen Hinweise und Hilfen bei der Durchführung der
Arbeit und die Möglichkeit der Diskussion der Ergeb-
nisse danken.

Herrn Professor Dr. G.M. B e c k e r danke ich für
die Bereitstellung des Instron Universalprüfgerätes
an der Bundesanstalt für Materialprüfung Berlin
und Herrn Dipl. -Ing. O. K r ü g e r für die bereit-
willige Hilfe.

L e b e n s l a u f

Am 9. September 1937 wurde ich als Sohn des Orthopädiemechanikermeisters Hans Anders und seiner Ehefrau Frida Anders, geb. Füllgrap in Berlin geboren.

Im Jahre 1943 wurde ich eingeschult und bestand am 3. März 1959 an der Eckner-Schule in Berlin-Tempelhof die Reifeprüfung.

Am 30. September 1965 legte ich die Gesellenprüfung als Orthopädiemechaniker ab.

Am 30. Mai 1968 habe ich geheiratet.

Ich habe an der Freien Universität Berlin Humanmedizin studiert und am 5. März 1970 die ärztliche Prüfung bestanden.

Z. Zt. arbeite ich als Medizinal-Assistent auf der Chirurgischen Abteilung im Städtischen Auguste-Viktoria-Krankenhaus.

